

---

# Diseño Mecánico e Implementación de un Exoesqueleto Robótico para la Rehabilitación Pasiva de la Muñeca por Lesiones del Brazo del Tenista y Golfista

---

Alba María Rodas Velásquez



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Diseño Mecánico e Implementación de un Exoesqueleto  
Robótico para la Rehabilitación Pasiva de la Muñeca por  
Lesiones del Brazo del Tenista y Golfista**

Trabajo de graduación presentado por Alba María Rodas Velásquez  
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2024



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería




**Diseño Mecánico e Implementación de un Exoesqueleto  
Robótico para la Rehabilitación Pasiva de la Muñeca por  
Lesiones del Brazo del Tenista y Golfista**

Trabajo de graduación presentado por Alba María Rodas Velásquez  
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Mecatrónica


Guatemala,

2024

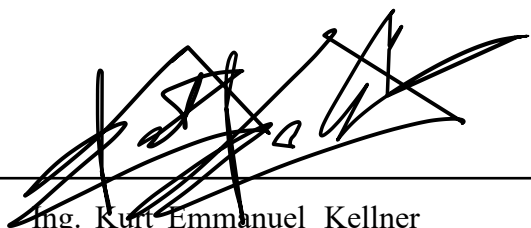
Vo.Bo.:

(f)   
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f)   
M.Sc. Carlos Esquit

(f)   
M. Sc. Miguel Enrique Zea Arenales

(f)   
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

El presente trabajo de graduación no hubiera sido posible sin el apoyo, la motivación y el amor incondicional de las personas que estuvieron a mi lado a lo largo de este proceso. Hoy, al finalizar esta etapa, quiero dedicar un momento para agradecer a quienes marcaron la diferencia y me ayudaron a superar cada obstáculo. En primer lugar, quiero agradecer a Dios a quien diariamente le expreso mi más profundo agradecimiento por las oportunidades con las que me bendice. Gracias Diosito, por darme la fuerza, la sabiduría y la paciencia necesarias para llevar a cabo este proyecto de graduación. A ti, Virgencita, por ser mi guía, por escuchar mis oraciones y darme paz en los momentos difíciles. Gracias por iluminar mi camino y permitirme superar los retos con determinación y fe. Este logro es fruto de su amor y protección constante.

A mis papás, Teresa Velásquez y Victor Rodas, gracias por ser mi fortaleza en los momentos más difíciles. Su ejemplo, consejos y sacrificios han sido una fuente constante de inspiración. Gracias por ayudarme incluso cuando no sabía que necesitaba apoyo. Su confianza en mis capacidades y su apoyo inquebrantable me impulsaron a dar lo mejor de mí, incluso cuando las dificultades parecían insuperables. A mi hermana, Mariangeles Rodas, mi mejor amiga y compañera de vida, gracias por cada palabra de aliento, por tu paciencia y por recordarme siempre lo lejos que puedo llegar. Tu motivación y apoyo constante me llenaron de fuerza en los momentos de duda. No tengo palabras para expresar cuánto significas para mí y cuánto me has ayudado a alcanzar este logro. A mi tía Maria Luisa (Guicha), gracias por compartir lo orgullosa que estabas de mí y por ser como una segunda mamá durante toda mi vida, te extraño como nunca y te querré para siempre. A mi tía Josefina, le agradezco por celebrar mis triunfos y darme la dicha de tener su cariño desde que tengo memoria. A mis primas, primos y demás familia, gracias por estar presentes y alentarme a dar lo mejor de mí en cada oportunidad que se presenta, los quiero con el alma. Este trabajo de graduación es para ustedes.

A Daniela Godinez, gracias por estar siempre presente, por escucharme y por ofrecerme tu apoyo desinteresado. Tu compañía en este proceso fue un pilar fundamental que hizo que todo fuera más llevadero. A mis amigos de la universidad, gracias por compartir conmigo este camino lleno de retos y aprendizajes. Sus ideas, colaboración y amistad durante las largas horas de trabajo fueron clave para superar cada etapa de este proyecto. Gracias por levantarme el ánimo y por hacer de estos 5 años, una historia para contar.

<b>Prefacio</b>	III
<b>Lista de figuras</b>	VIII
<b>Lista de cuadros</b>	IX
<b>Resumen</b>	X
<b>Abstract</b>	XI
<b>1. Introducción</b>	1
<b>2. Antecedentes</b>	2
<b>3. Justificación</b>	7
<b>4. Objetivos</b>	9
4.1. Objetivo general . . . . .	9
4.2. Objetivos específicos . . . . .	9
<b>5. Alcance</b>	10
<b>6. Marco teórico</b>	11
6.1. El codo . . . . .	11
6.1.1. Anatomía del codo . . . . .	11
6.1.2. Osteología . . . . .	11
6.1.3. Biomecánica y cinemática de la articulación del codo . . . . .	15
6.2. La muñeca . . . . .	17
6.2.1. Anatomía de la muñeca . . . . .	17
6.2.2. Osteología . . . . .	17
6.2.3. Clasificación de las articulaciones . . . . .	18
6.2.4. Biomecánica y cinemática de las articulaciones de la muñeca . . . . .	21
6.3. Fisiopatología y mecanismos de lesión . . . . .	24
6.3.1. Epicondilitis lateral (codo de golfista) . . . . .	24

6.4. Rehabilitación pasiva . . . . .	28
6.4.1. Exoesqueletos de muñeca en la rehabilitación . . . . .	28
6.5. Grados de libertad (GDL) . . . . .	30
6.5.1. Grados de libertad de la articulación de muñeca . . . . .	31
<b>7. Determinación de los componentes mecánicos y electrónicos para un dispositivo de rehabilitación</b>	<b>33</b>
7.1. Componentes mecánicos . . . . .	33
7.1.1. Determinación de fuerzas . . . . .	33
7.1.2. Selección de actuadores . . . . .	44
7.2. Componentes eléctricos . . . . .	51
7.2.1. Alimentación eléctrica . . . . .	51
7.3. Microcontrolador para actuadores . . . . .	53
<b>8. Diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de lesión del brazo del tenista y golfista</b>	<b>55</b>
8.1. Selección de rangos de movimiento . . . . .	55
8.1.1. Desviación radial/cubital . . . . .	55
8.1.2. Extensión y flexión . . . . .	56
8.2. Requerimientos de diseño . . . . .	57
8.2.1. Selección de juntas mecánicas/mecanismos . . . . .	58
8.2.2. Diseño 2D de prototipos iniciales . . . . .	63
<b>9. Fabricación de un prototipo del exoesqueleto por medio de fabricación digital</b>	<b>87</b>
<b>10. Verificación del funcionamiento del exoesqueleto de rehabilitación</b>	<b>102</b>
<b>11. Conclusiones</b>	<b>107</b>
<b>12. Recomendaciones</b>	<b>108</b>
<b>13. Bibliografía</b>	<b>109</b>
<b>14. Anexos</b>	<b>111</b>
14.1. Planos de construcción . . . . .	111

---

## Lista de figuras

---

1. Diseño de exoesqueleto para rehabilitación de mano. . . . .	3
2. Diseño de exoesqueleto neumático para rehabilitación de muñeca. . . . .	4
3. Diseño de exoesqueleto paralelo para supresión del temblor de muñeca. . . . .	5
4. Exoesqueleto robótico inteligente, con 3 grados de libertad para rehabilitación muñeca-antebrazo. . . . .	6
5. Complejo articular del codo humano. . . . .	12
6. Complejo de cóndilos en el codo humano. . . . .	13
7. Complejo de tendones y huesos del codo humano. . . . .	14
8. Ligamento colaterales del codo humano. . . . .	15
9. Rango de movimiento para flexión y extensión del codo humano saludable promedio. . . . .	16
10. Rango de movimiento para pronación y supinación del codo humano saludable promedio. . . . .	17
11. Complejo óseo de la muñeca humana saludable promedio. . . . .	18
12. Complejo óseo de la muñeca humana saludable promedio. . . . .	18
13. Articulaciones sinoviales en la muñeca humana saludable promedio. . . . .	19
14. Representación de los tipos de juntas sinoviales en el cuerpo humano. . . . .	20
15. Complejo óseo y articular de la muñeca humana saludable promedio. . . . .	21
16. Rango de movimiento para desviación radial y cubital promedio. . . . .	22
17. Rango de movimiento para pronación y supinación promedio. . . . .	23
18. Rango de movimiento para extensión y flexión promedio. . . . .	23
19. Complejo de músculos, tendones y huesos que componen el brazo. . . . .	24
20. Rehabilitación pasiva para lesiones de miembros superiores. . . . .	28
21. Ejemplo de exoesqueleto paralelo noble en 3D para la rehabilitación de la muñeca. . . . .	29
22. Ejemplo de exoesqueleto para rehabilitación de motricidad fina por derrame cerebral. . . . .	30
23. Ejemplo de análisis de diversos grados de libertad, en movimiento de pierna humana. . . . .	30
24. DCL de articulación de la muñeca. . . . .	34
25. Motor <i>Pololu</i> con caja reductora de engranajes metálicos 70:1 . . . . .	51

26. Fuente de utilizada para alimentación de actuadores.	53
27. Módulo puente H.	54
28. Microcontrolador Arduino NANO.	54
29. Rangos de movimiento para <i>desviación radial/cubital</i> .	56
30. Rangos de movimiento para <i>flexión/extensión</i> .	57
31. Primer bosquejo de prototipo	64
32. Segundo boceto de prototipo	65
33. Tercer boceto de prototipo	66
34. Cuarto boceto de prototipo	66
35. Boceto de transmisión de potencia (engranajes) con primer diseño 3D	68
36. Entorno de diseño de sistemas de transmisión de potencia.	68
37. Configuración de diseño para tensión-flexión (engranaje de gusano)	69
38. Configuración de diseño para tensión-flexión (engranaje de corona)	69
39. Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de flexión-tensión	69
40. Configuración de diseño para rotación radial/cubital (engranaje de gusano)	71
41. Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de rotación ra- dial/cubital	71
42. Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de rotación ra- dial/cubital	71
43. Primer prototipo por fabricación digital en diseño 3D	73
44. Segundo prototipo por fabricación digital en diseño 3D	75
45. Tercer prototipo por fabricación digital en diseño 3D	77
46. Cuarto pototipo por fabricación digital en diseño 3D	79
47. Quinto prototipo por fabricación digital en diseño 3D	80
48. Sexto prototipo por fabricación digital en diseño 3D	82
49. Séptimo prototipo por fabricación digital en diseño 3D	84
50. Primeros prototipos impresos de transmisión de potencia	88
51. Proceso de impresión en PLA de engranajes	89
52. Postprocesado de piezas en impresión en PLA de engranajes	89
53. Ensamblaje final de prototipo	90
54. Acople de motores a ensamblaje de prototipo	91
55. Ensamblaje final de prototipo no.2	92
56. Ensamblaje final de prototipo no.2	93
57. Ensamblaje final de prototipo no.2	93
58. Funcionamiento de prototipo final con interfaz de control de rango de movi- miento.	94
59. Interfaz gráfica realizada con tkinter en Python.	95
60. Diagrama esquemático del sistema de control.	96
61. Layout de placa PCB diseñada.	97
62. Diseño de PCB en entorno 3D en KiCad	98
63. Carcasa de protección de la circuitería del sistema de control.	99
64. Dispositivo de rehabilitación y sistema de control con carcasa de protección.	100
65. Interior de carcasa de protección para la circuitería del sistema de control.	100
66. Evaluación de eficiencia de pieza bajo la aplicación de tensiones de 1N/m para análisis de Von Mises.	102

67. Análisis físico con medición de rangos de movimiento pasivos (PROM) . . . . .	104
68. Plano de ensamblaje de dispositivo de rehabilitación . . . . .	111
69. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	112
70. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	112
71. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	113
72. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	113
73. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	114
74. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	114
75. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	115
76. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	115
77. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	116
78. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	116
79. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	117
80. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	117
81. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	118
82. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	118
83. Plano dimensionado de componente del dispositivo. . . . .	119

---

## Lista de cuadros

---

1. Grados de libertad totales y tipos de conexión. . . . .	32
2. Datos físicos del miembro por rehabilitar . . . . .	33
3. Fuerza requerida para movimiento de muñeca. . . . .	34
4. Torque requerido por actuadores . . . . .	36
5. Datos físicos del miembro por rehabilitar (análisis estático) . . . . .	38
6. Torques resultantes involucrados . . . . .	39
7. Velocidad de movimiento . . . . .	39
8. Datos físicos del miembro por rehabilitar en análisis dinámico. . . . .	43
9. Torques resultantes involucrados en el análisis. . . . .	43
10. Comparación numérica de resultados . . . . .	44
11. Alternativas de actuadores . . . . .	44
12. Alternativas de actuadores . . . . .	47
13. Alternativas de actuadores . . . . .	47
14. Alternativas de actuadores . . . . .	47
15. Alternativas de actuadores . . . . .	47
16. Alternativas de actuadores . . . . .	48
17. Modelos de actuadores seleccionados . . . . .	48
18. Modelos de actuadores seleccionados . . . . .	49
19. Requerimientos mínimos para motor DC . . . . .	50
20. Análisis de motor DC . . . . .	50
21. Datos del Motor . . . . .	52
22. Datos de la sesión de uso . . . . .	52
23. Consumo energético total . . . . .	52
24. Energía total de alimentación necesaria por sesión de uso . . . . .	52
25. Resultado de método de alimentación por baterías AA . . . . .	52
26. Puntuaciones de los criterios evaluados . . . . .	61

Este trabajo de graduación tiene como objetivo diseñar e implementar un dispositivo de rehabilitación no invasivo para optimizar la recuperación de lesiones como el codo de tenista y golfista, que afectan los tendones extensores del antebrazo. El dispositivo se centra en la fisioterapia pasiva, guiando el movimiento con una fuerza constante y controlada, sin esfuerzo del paciente, para recuperar la memoria muscular y el control del rango de movimiento articular, funciones que usualmente realiza un fisioterapeuta.

Los métodos tradicionales de fisioterapia, aunque efectivos, tienen limitaciones, ya que requieren supervisión constante, lo que puede disminuir la efectividad del tratamiento y prolongar la recuperación. Este dispositivo busca superar esas limitaciones mediante la ejercitación controlada de los movimientos de extensión-flexión y rotación ulnar-cubital, mejorando la rehabilitación de los tendones extensores afectados.

En Guatemala, donde los altos costos y la duración prolongada del tratamiento limitan la continuidad de la fisioterapia, este exoesqueleto robótico ofrecería una solución accesible, permitiendo sesiones personalizadas en entornos clínicos y domésticos, contribuyendo a una recuperación más rápida y accesible para los pacientes.

Traditional physiotherapy methods, though effective, often face limitations in providing consistent and controlled movements due to the need for constant therapist supervision. These constraints can reduce treatment effectiveness and extend recovery times, highlighting the need for more advanced and accessible solutions.

This graduation project aims to design and implement a non-invasive rehabilitation device focused on optimizing the recovery of injuries such as tennis elbow and golfer's elbow, which affect the extensor tendons of the forearm. The device emphasizes passive physiotherapy, guiding movement through the application of a constant and controlled force without requiring patient effort. Its goal is to restore muscle memory and joint range of motion control, tasks typically performed by a physiotherapist.

In response to this challenge, the device implements passive rehabilitation through controlled and precise exercises involving extension-flexion and ulnar-radial rotation movements. The mechanical system design, along with the selection of electronic components and actuators, enables efficient execution of these exercises, targeting the rehabilitation of affected elbow tendons and enhancing patient recovery.

El presente trabajo de graduación, tiene como objetivo diseñar e implementar un dispositivo de rehabilitación no invasivo, basado en movimiento, para optimizar la recuperación de lesiones como el codo de tenista y golfista, que afectan los tendones extensores del antebrazo. El dispositivo se enfoca en la fisioterapia pasiva, guiando el movimiento mediante la aplicación de una fuerza constante y controlada, sin requerir esfuerzo por parte del paciente, con el fin de recuperar la memoria muscular y el control del rango de movimiento de las articulaciones, una tarea que actualmente realiza un fisioterapeuta.

Los métodos tradicionales de fisioterapia, aunque efectivos, a menudo presentan limitaciones en su capacidad para proporcionar movimientos consistentes y controlados, ya que requieren la supervisión constante de un terapeuta. Estas restricciones pueden reducir la efectividad del tratamiento y prolongar el tiempo de recuperación, lo que resalta la necesidad de soluciones más avanzadas y accesibles.

En respuesta a esta problemática, el dispositivo busca implementar la rehabilitación pasiva, mediante la ejercitación controlada y precisa de los movimientos de extensión-flexión y rotación ulnar-cubital. El diseño de sistemas mecánicos, determinación de los componentes electrónicos y actuadores, permitirá realizar estos ejercicios de manera eficiente, con el objetivo de rehabilitar los tendones extensores del codo afectados y mejorar la recuperación de los pacientes.

En Guatemala, la necesidad de tecnologías de rehabilitación accesibles es creciente, especialmente para aquellos que sufren de las lesiones previamente descritas. Los altos costos y la prolongada duración del tratamiento son obstáculos significativos que limitan la continuidad de la fisioterapia, lo que resalta la importancia de desarrollar soluciones tecnológicas que ofrezcan un tratamiento efectivo sin depender de la supervisión constante de un terapeuta. Este exoesqueleto robótico permitiría sesiones personalizadas en entornos clínicos y domésticos, contribuyendo a una recuperación más rápida y accesible para los pacientes guatemaltecos.

#### **Diseño de exoesqueleto para apoyo en rehabilitación motora de la mano, Sergio Leal.**

El objetivo principal de la tesis realizada por Sergio Molina, fue implementar un exoesqueleto para terapia física de rehabilitación de las funciones motoras de los dedos de la mano, luego del desarrollo de rigidez muscular o derrames cerebrales, mediante fisioterapia pasivo muscular asistida. Para esto se implementó una matriz de Pugh como herramienta objetiva para la toma de decisiones y verificación de la viabilidad del mismo. Siendo los criterios de diseño: ajuste del rango de movimiento basado en la espasticidad del paciente dependiendo la etapa de rehabilitación, grados de movimiento, modelo ajustable para adaptabilidad física del dispositivo, precio razonable de fabricación y portabilidad del dispositivo.

Como solución a los objetivos planteados, el diseño 3D fue realizado en Autodesk Inventor, enfocando la estructura para la realización de terapias de “movimiento pasivo continuo”, en donde se abre y cierra la mano sin que el paciente ejerza una fuerza de resistencia sobre el dispositivo, pero realizando un movimiento continuo para la ejercitación de articulaciones y músculos de la mano, para la mejora de técnica del rango de libertad del miembro en rehabilitación. Sin embargo, una de las limitaciones del proyecto, fue la falta de versatilidad en la configuración para su posible uso tanto la mano derecha, como izquierda.

Se propuso alcanzar un rango de movimiento más amplio, con sesiones de terapia física utilizando el dispositivo, cuya duración eran de 15 minutos como mínimo, siendo esto descrito como la ejercitación de: 0° a 90° de flexión para articulaciones interfalángicas y de 0° a 5° para extensión. Para realizar dichos movimientos mecánicos, se implementó en el diseño del exoesqueleto, un microcontrolador PIC12F1501 para la programación de los actuadores Hitec HS645MG. Después de un análisis de esfuerzos al dispositivo en mención, y la aplicación de dicha terapia en una muestra de pacientes, los resultados obtenidos fueron satisfactorios dado el incremento en el rango de movimiento para las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de 0° a 90°, en un rango de velocidades de 5°/s a 15°/s. La falta de versatilidad del dispositivo fabricado y su alto costo final de producción, son las principales limitantes del diseño. [1](#)

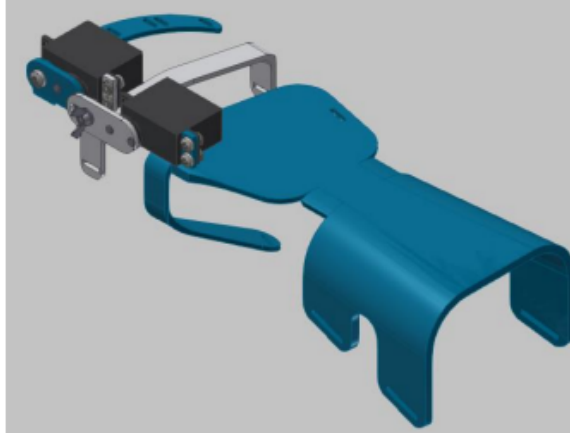


Figura 1: Diseño de exoesqueleto para rehabilitación de mano.

1

### **Diseño de exoesqueleto de muñeca robótica con actuadores musculares neumáticos, Universidad de Tecnología de Luleå.**

El presente proyecto, realizado por George Andrikopoulos y George Nikolakopoulos por parte del Departamento Eléctrico de computación e Ingeniería Espacial de la Universidad de Tecnología de Luleå, se enfocó en atender la necesidad de mejorar la efectividad de rehabilitación de miembros superiores, específicamente tendones de la muñeca discapacitados por derrame cerebral, síndrome del túnel carpiano, tendinitis, etc. Esto, mediante un diseño que permitiera ser ajustable al desempeño del paciente y sus necesidades, a través de configuraciones personalizables, creando un entorno seguro de interacción entre humano y dispositivo robótico. Adicionalmente, se determinó como criterio vital la portabilidad, complementando con bajos costos de manufactura. Para su accionamiento, se implementaron actuadores neumáticos cuya configuración cubrieron 2 grados de libertad otorgados a la muñeca, siendo estos mecánicamente descritos como la extensión o contracción de “pistones” alimentados por fluidos presurizados, emulando el movimiento natural de los músculos al realizar los estiramientos de: extensión-flexión y desviación ulnar-radial.

La ubicación de los actuadores mencionados, fue de los principales retos dada la alimentación y rango de movimiento que estos otorgan. Al contar con aire presurizado, el dispositivo se volvió ligero pero no portátil, al depender de válvulas externas fijas que permitiera suministrar de dicho fluido. Limitando también el desempeño de la estructura diseñada, al ser el torque y acople de sistemas de control externos, no considerados en los esfuerzos que este soportaría. Asegurando la dependencia de componentes adicionales como guantes de sujeción y juntas que redujeron el rango de movimiento a uno bidimensional para disminuir la carga mecánica de flexión en secciones paralelas al antebrazo.

Las pruebas experimentales de su implementación en la evaluación de su desempeño, se realizaron mediante un controlador basado en ANPID de lazo abierto, cuyo control se basaba en el control angular de los movimientos descritos con anterioridad, de lo que se obtuvieron errores en estado estable de entre  $0.10^\circ$  -  $0.15^\circ$  grados para el rango de flexión-extensión y de  $0.10^\circ$  -  $0.21^\circ$  grados para la desviación radial-ulnar. Siendo esto demostrativo de como la configuración y diseño mecánico del dispositivo, fueron capaces de soportar las

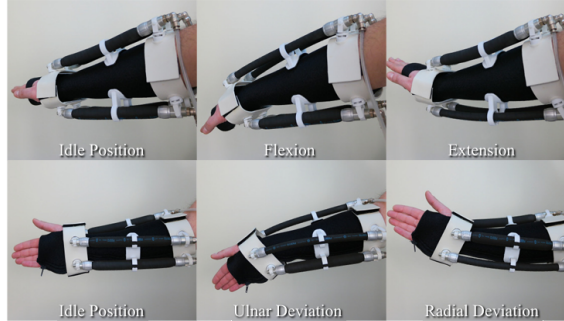


Figura 2: Diseño de exoesqueleto neumático para rehabilitación de muñeca.

2

demandas motoras de los tendones extensores y escapulares. Esto, considerando un umbral de torque soportado por el dispositivo, de 2.2N para la rehabilitación pasiva propuesta. Lo cual, permitió concluir que al no considerar los torques generados, en el análisis de la muñeca como cuerpo sólido, fue posible considerarlos como despreciables dado a que la interacción entre humano-robot sería meramente asistiva y no de respuesta, por parte del paciente a rehabilitar. 2

#### **Diseño de exoesqueleto paralelo para supresión del temblor de muñeca, Universidad Estatal de Blacksburg.**

El proyecto realizado por Sudarsana Jayandan y Barry Oumar por parte de la Universidad Estatal de Blacksburg, VA y el Instituto Politecnico de Virginia, buscaba explorar el campo de la supresión de temblor de muñeca en individuos con padecimientos de condiciones neuronales y/o nerviosas, como: Temblores Esenciales (ET), Síndrome de Benito-Leon y Louis, Enfermedad de Parkinson, etc. Siendo estos los principales causantes de respuestas físicas involuntarias como lo son los temblores que se manifiestan principalmente cuando el individuo realiza movimientos que requieren de precisión y fuerza. Estos padecimientos, según el estudio de campo realizado por los investigadores, se manifiestan mayoritariamente en personas de la tercera edad, cuyas deficiencias físicas se convierten a largo plazo en lesiones de extremidades o las articulaciones de los miembros afectados.

Al igual que las lesiones musculares causadas por sobrecarga de los extensores comunes de la muñeca, los dispositivos para su tratamiento físico se dividen en: activos, semi-activos y pasivos. Siendo estos últimos los que han demostrado mejor reducción de temblores involuntarios dada la resistencia física que estos producen sobre el miembro a rehabilitar. En este contexto, el diseño de un exoesqueleto paralelo para supresión del temblor de muñeca implicó que las partes móviles del dispositivo estuviesen dispuestas de tal manera que se moverían en paralelo con respecto a la muñeca del usuario.

Uno de los principales retos del presente proyecto, fue el reinventar el concepto de los exoesqueletos paralelos, manipulando principalmente su compactibilidad y portabilidad, manteniendo el enfoque y solución de la problemática de los temblores involuntarios. Esto, a través de la implementación de actuadores elásticos lineales, que permitieran exaltar el movimiento orgánico de circunducción. Para resolver la problemática planteada, se debieron controlar dos grados de libertad, siendo estos: flexión/extensión y desviación ulnar/radial. Así pues, se encontró la limitante de diseño del modelado de la muñeca humana como una

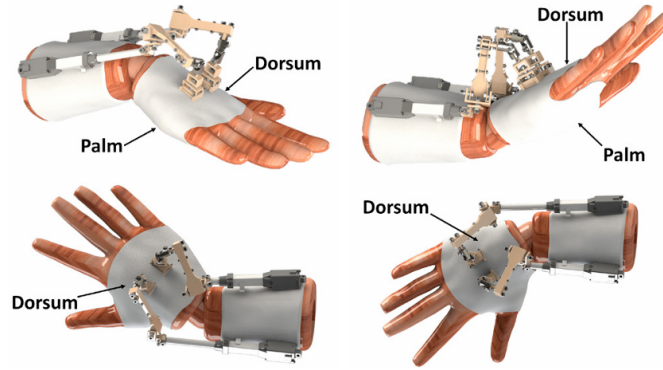


Figura 3: Diseño de exoesqueleto paralelo para supresión del temblor de muñeca.

3

junta universal simple, lo cual anatómica y funcionalmente no es del todo acertado. Como solución, se planteó una modificación que comprende a la compleja unión mencionada, como una junta elipsoidal, para mantener el movimiento traslacional lo más apegado posible al modelo anatómico de la muñeca humana.

En cuanto a la fabricación y procesos de manufactura, el modelo planteado resultó ser impráctico incluso en las etapas de simulación. Esto, ya que se enfocó el proyecto al completo control de 6 grados de libertad necesarios para controlar los tendones extensores, de un individuo cuya cinemática anatómica era desconocida. El alcance del mismo era demasiado amplio, para los objetivos que se plantearon. Lo cual, dio paso a la inestabilidad del diseño, dados los mecanismos de múltiples eslabones, descritos en la Figura 3, que demuestran otorgar un total de 12 grados de libertad. Lo cual, estaba fuera del rango de movimiento que dos actuadores lineales podían otorgar. Sin embargo, el análisis dinámico y cinemático del diseño a nivel teórico, planteó ser eficiente para futuras aplicaciones y/o iteraciones del proyecto. Esto, al implementar más actuadores, manteniendo la originalidad del diseño presentado, o mediante la simplificación de este, para mantener los dos actuadores propuestos. 3

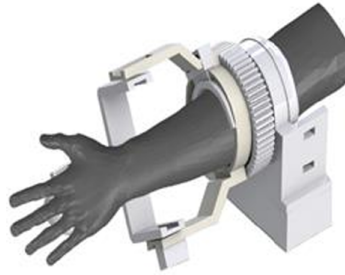


Figura 4: Exoesqueleto robótico inteligente, con 3 grados de libertad para rehabilitación muñeca-antebrazo.

4

#### **Exoesqueleto robótico inteligente, con 3 grados de libertad para rehabilitación muñeca-antebrazo, Universidad de Al-Nahrain.**

El proyecto realizado por Noor Sabri y Wajdi Sadik, por parte del departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Al-Nahrain en Iraq, planteó una solución de diseño para la problemática de pérdida de habilidad motora en la realización de actividades del día a día, ocasionadas por lesiones de columna vertebral o derrames cerebrales. Esto, a través del conocimiento sobre el movimiento del cuerpo humano y su aprendizaje a través de estimulaciones motoras. Con dicho objetivo se diseñó e implementó un exoesqueleto robótico de rehabilitación con 3 grados de libertad, para los movimientos de: flexión/extensión y abducción/aducción. Se propuso que fuese cómodo, de fácil uso, liviano y compatible con la anatomía humana. Su diseño fue realizado en SolidWorks y controlado mediante electromiografía.

Según la anatomía humana, el antebrazo se considera una estructura triarticular que conecta la muñeca con los tendones del antebrazo. Siendo este integrado por dos huesos: el radio y ulna. El movimiento de circunducción es alcanzado por la rotación de los huesos mencionados. Para tener un diseño acertado, basado en los objetivos descritos, se planteó un modelo biomecánico, realizado en base a parámetros anatómicos y antropométricos. Siendo el resultado de esto, un exoesqueleto robótico de rehabilitación pasiva, dividido en dos partes principales: el soporte de muñeca y el antebrazo. Ambas secciones fueron implementadas mediante transmisión de potencia por medio de un Servo Motor Digital DS3218, con engranajes acoplados para emular la circunducción del mecanismo del antebrazo. Por otro lado, para la muñeca y los 2 grados de libertad que involucran la flexión/extensión y abducción/aducción, se planteó el mismo sistema de transmisión de potencia descrito anteriormente, solo que en esta se utilizó un Servo Motor Tower Pro MG9950. En cuanto a la fabricación de dicho modelo se emplearon técnicas de manufactura aditiva, como la impresión 3D con FDM. Esto, dado a su bajo costo y durabilidad. 4

En Guatemala, existe una necesidad creciente de tecnologías innovadoras y accesibles para la rehabilitación de lesiones en usuarios que realizan actividades deportivas o acciones repetitivas que requieran exigencia física (López, 2017). Las cuales al no ser realizadas correctamente, se manifiestan como lesiones del brazo, denominadas epicondilitis lateral (codo de tenista) o la epicondilitis medial (codo de golfista). Siendo las más usuales relacionadas con los tendones del antebrazo, conocidos como tendones extensores en la zona del epicóndilo [5]. La fisioterapia pasiva se ha convertido en un recurso fundamental en la rehabilitación de estas lesiones, ya que busca restaurar la funcionalidad de las articulaciones y tejidos afectados mediante técnicas no invasivas y basadas en el movimiento (Amaya et al., 2021).

Pero su efectividad a menudo se ve obstaculizada por la prolongada duración del tratamiento y los altos costos que esta representa. Además, la disponibilidad y capacidad de los fisioterapeutas pueden limitar el seguimiento adecuado de los pacientes, lo que resulta en sesiones de terapia variables en duración y frecuencia. Estas condiciones no solo limitan la capacidad de realizar actividades diarias, sino que también representan un desafío significativo para la calidad de vida de quienes las padecen. A pesar de los avances tecnológicos en el campo de la rehabilitación muscular pasiva no invasiva, la adopción de tecnologías avanzadas en Guatemala es limitada, principalmente debido a los altos costos de los dispositivos importados (López, 2017). De acuerdo Juan Carlos Eggenberger, director de Fundabiem y presidente de Teletón Guatemala, en un artículo sobre como la tecnología acorta el tiempo de la rehabilitación [6], comentó que el uso de equipos tecnológicos robotizados como el *Lokomat Pro V6*, para la rehabilitación de motricidad, representa la inversión de Q3,200.00 por sesión de una hora. Lo cual, se ve reflejado en la extensión del período de recuperación en donde los pacientes optan por no continuar su tratamiento, dadas las altas inversiones económicas que estas representan.

En este contexto, surge la iniciativa de desarrollar soluciones tecnológicas que faciliten la accesibilidad a sesiones de rehabilitación basadas en movimientos consistentes y controlados, que no dependan de la constante supervisión de un fisioterapeuta. Siendo la propuesta en cuestión, un exoesqueleto robótico para la rehabilitación pasiva de la muñeca en casos de

lesiones del brazo de golfista y tenista. Este enfoque de diseño, tiene como propósito ofrecer una alternativa eficiente para mejorar la rehabilitación de estos pacientes, al considerar tanto la disponibilidad de tiempo, como los recursos económicos disponibles para cada paciente. Al utilizar la tecnología robótica, se abre la ventana de oportunidad de sesiones de rehabilitación personalizadas que se adapten a las necesidades específicas de cada paciente. Lo cual, puede facilitar el seguimiento continuo del tratamiento, tanto en entornos clínicos como en el hogar del paciente.

### 4.1. Objetivo general

Implementar un exoesqueleto robótico para la rehabilitación pasiva de la muñeca por lesiones del brazo del tenista y golfista.

### 4.2. Objetivos específicos

- Determinar los componentes mecánicos y electrónicos para un dispositivo de rehabilitación.
- Diseñar un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de lesión del brazo del tenista y golfista.
- Fabricar un prototipo del exoesqueleto por medio de fabricación digital.
- Verificar el funcionamiento del exoesqueleto de rehabilitación.

El alcance de este proyecto de graduación consistió en el diseño, desarrollo y validación de un exoesqueleto robótico para la muñeca, enfocado en la fisioterapia pasiva de pacientes que sufren lesiones comunes, como el codo de tenista y el codo de golfista. El dispositivo fue concebido para asistir en el proceso de rehabilitación, facilitando los movimientos controlados de la muñeca necesarios para la recuperación, sin requerir el esfuerzo activo del paciente.

Se abordaron aspectos clave en el diseño, como la replicación precisa de los movimientos biomecánicos de la muñeca, asegurando que el exoesqueleto pudiera realizar flexiones, extensiones, desviaciones radiales y cubitales de manera segura y eficiente. Los mecanismos de transmisión y los actuadores seleccionados permitieron realizar estos movimientos de forma controlada, proporcionando la dosis adecuada de fisioterapia pasiva para favorecer la recuperación del tejido dañado.

Durante el desarrollo, se priorizó la comodidad del paciente y la viabilidad de su uso en sesiones de fisioterapia prolongadas. El dispositivo fue sometido a pruebas preliminares para validar su eficacia en la asistencia de los movimientos pasivos necesarios para la recuperación de estas lesiones específicas, destacando su potencial como herramienta de apoyo en la fisioterapia y rehabilitación de deportistas.

Se le conoce a la lesión del brazo del tenista (epicondilitis lateral) como la inflamación o microdesgarro de los tendones que unen los músculos del antebrazo en la parte externa del codo, provocada por la repetición de movimientos bruscos resultantes de la práctica de actividades físicas como: tenis, golf, etc [7]. El mecanismo de lesión es variable pero típicamente resulta de una sobrecarga de los extensores comunes de la muñeca. Los estudios han demostrado que quienes trabajan con automóviles, en la cocina e incluso en carnicerías tienen codo de tenista con más frecuencia que el resto de la población [8]. Se cree que las tareas repetitivas y el levantamiento de peso en esas ocupaciones provocan lesiones. El rango de edad de personas que sufren de esta afección, oscila entre los 30 y 50 años. Sin embargo, este dato no sienta precedentes definitivos en la exclusividad de este padecimiento en personas de menor edad. Siendo principalmente el rango de movimiento que se realizan en actividades cotidianas, el principal causante de esta lesión [9].

## 6.1. El codo

### 6.1.1. Anatomía del codo

### 6.1.2. Osteología

Los elementos que componen a la superficie articular congruente de la articulación del codo, incluyen: róclea y el capitellum del húmero distal en sentido proximal y el extremo superior del cúbito y la cabeza del radio en sentido distal. Hay tres articulaciones en el complejo articular del codo, incluidas las articulaciones cubito humeral, radio humeral y radio cubital proximal [9]. Estas articulaciones juntas, conforman el codo, definiendola como una articulación tronco ginglimoide, que posee dos grados de libertad de movimiento, es decir, movimiento de flexión-extensión (ginglimoide) en las articulaciones cubito humeral y radiocapitelar. El cual, permite el movimiento de pronación y supinación (trocoide) en la articulación radiocubital proximal [10]. Los componentes articulares óseos congruentes pre-

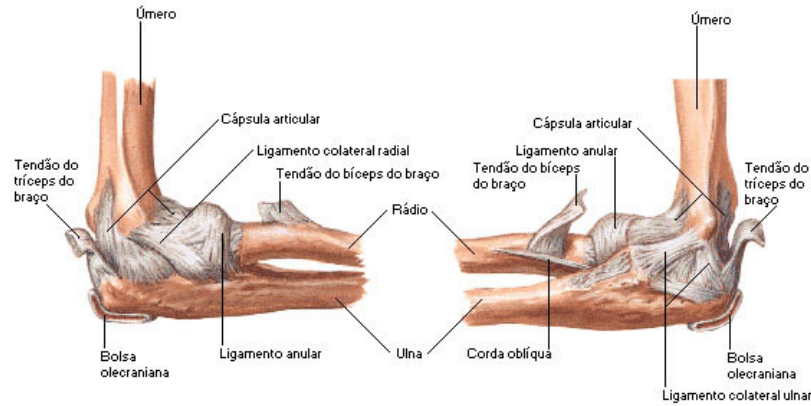


Figura 5: Complejo articular del codo humano.

7

sentan características y orientación específicas que desempeñan un rol vital en la estabilidad del codo, conocidos como: estabilizadores estáticos. Estos se describen en la Figura 5.

La superficie articular del húmero distal, se conforma por dos cóndilos. De forma medial, la tróclea en forma de contenedor, se articula con la escotadura sigmoidea mayor del cúbito proximal y lateralmente con capetellum de manera hemisférica. Esto permite que exista una articulación con la superficie articular de la cabeza del radio, como lo define el Dr. Armstrong en su estudio de la anatomía y biomecánica de las articulaciones del codo 7. En cuanto a las dimensiones promedio de las articulaciones mencionadas del codo, la cresta medial de la tróclea, es más grande que la cresta lateral, lo que naturalmente provoca una inclinación media de 5 a 7 grados, en la articulación cubitohumeral. La posición natural (descanso) del codo, en un estado relajado, en donde los músculos y tendones no ejercen ningún tipo de tensión en los fragmentos óseos descritos, reside en la superficie articular del húmero. La cual rota 30 grados aproximadamente, con respecto al eje longitudinal del húmero. La articulación humeral distal, también rota de manera externa, entre 3 y 5 grados, con respecto al plano de la superficie posterior, correspondiente a las columnas medial y lateral. 11

En cuanto a la estabilización del codo, en el mismo estado de reposo descrito, el rol del cúbito proximal, es determinante para la formación de una articulación congruente con la tróclea humeral. Esto, ya que forma uno de los principales estabilizadores estáticos de la articulación del codo. Por otro lado, la superficie articular elipsoide, en forma de lo que se asimila a “una silla de montar”, perteneciente a la fosa sigmoidea mayor, está conformada por la apófisis coronoides en sentido distal, y la apófisis del olécranon en sentido proximal, como se observa en la Figura 6. Es de acuerdo con esto, que la “muesca” observable de la sigmoidea mayor tiene un arco de curvatura de aproximadamente 185-190 grados. De acuerdo a las dimensiones de las superficies articulares descritas, estas suelen ser de naturaleza delgada, midiendo aproximadamente entre 2 a 3 mm, en un rango promedio. Siendo el cartílago articular, no constante en el centro de la fosa sigmoidea mayor. Es así, como el área de contacto, está compuesta por superficies coronoides anteriores y la olécranon posterior. Esto debe tenerse en cuenta al realizar un examen artroscópico del codo, ya que puede ser confundido con un defecto del cartílago articular 12.

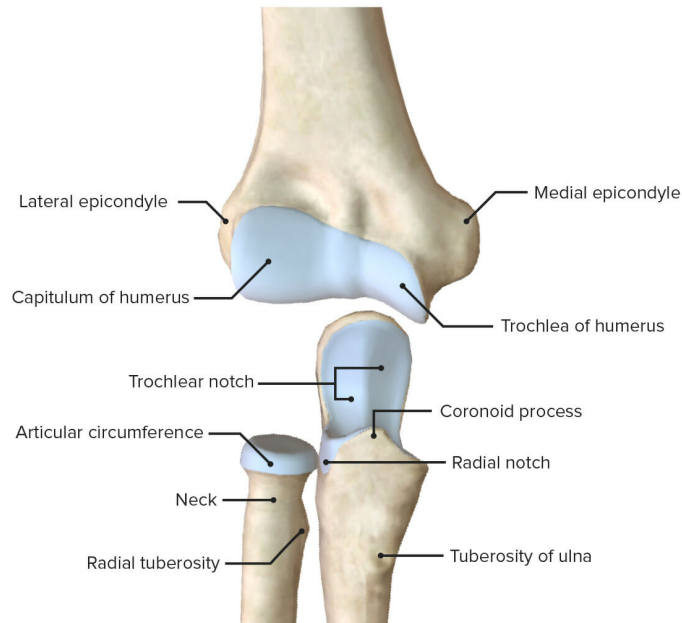


Figura 6: Complejo de cóndilos en el codo humano.

[12]

La cabeza radial de forma cilíndrica, se articula con el capitellum descrito anteriormente del húmero y la muesca sigmoidea menor del cúbito, para formar las articulaciones radio-capitelar y radiocubital proximal, respectivamente. A su vez, el cartílago hialino cubre la superficie articular proximal cóncava y un arco de aproximadamente 240 grados del borde del mismo. Ahora bien, en caso de quebraduras o tratamientos a realizar sobre este miembro, los 120 grados restantes de este arco se pueden utilizar para la colocación de hardware durante la reducción y fijación de fracturas de cabeza radial desplazadas. Siendo uno de los métodos de tratamiento, la observación de la magnitud entre la cabeza y el cuello del radio que forman un ángulo de aproximadamente 15 grados en conjunto con el eje mayor del radio. Esto permite que el antebrazo experimente un arco de rotación [pronación-supinación] de aproximadamente 180 grados mientras mantiene una orientación precisa y constante con el capitellum. La más mínima anomalía o alteración de este ángulo altera notablemente la rotación del antebrazo [11]. En el extremo distal del cuello radial está la tuberosidad radial, en donde se da la inserción del tendón del bíceps braquial. Tal y como se representa en la Figura 5.

### Ligamento colateral medio

El ligamento colateral medial (MCL) parte de la cara anterior e inferior del epicóndilo medial. Siendo este compuesto de tres componentes: el haz anterior, el haz posterior y el segmento transversal. Este primero, se subdivide en las siguientes bandas: anterior, central y posterior. El elemento anterior del ligamento colateral medial inicia en el sitio del eje de rotación del codo, visto desde el punto de vista de los ángulos de rotación RPY, como el eje de rotación “roll”. Este se tensa a lo largo de todo el arco de movimiento, provocando que todas las fibras anteriores se relajen, formando la más tensas en forma de extensión y

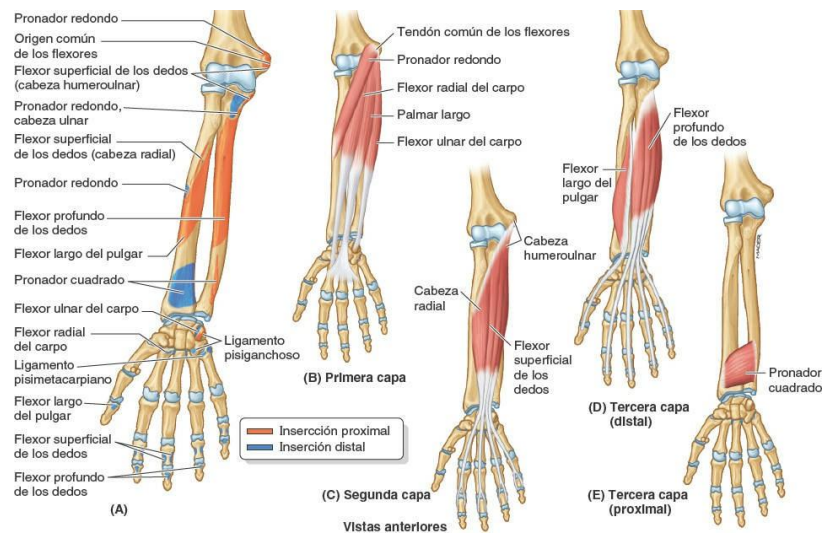


Figura 7: Complejo de tendones y huesos del codo humano.

13

los posteriores se tensan formando la denominada, flexión. El haz anterior, es el encargado del ligamento colateral medial y es un estabilizador estático primario del codo, como se representa en la Figura 8. Por lo cual, se debe ornamentar una recuperación precisa del origen humeral del ligamento mediante procedimientos de reconstrucción de los ligamentos involucrados. Lo que corresponde a la función de la porción anterior del ligamento colateral medial, se relaciona con el ligamento cruzado anterior de la rodilla, a forma de analogía 11.

En cuanto al aumento promedio de la longitud, del haz anterior este se representa por el 18 %, desde la extensión completa hasta los 120 grados, de flexión. Al ser el haz posterior situado, detrás del eje de rotación sagital, existe un efecto de leva y el haz posterior se tensa sólo en estado de flexión. En la actualidad, según estudios realizados por la Universidad de Michigan, se reconoce que esta estructura osea y muscular, se contrae en personas con contracturas del codo que limitan la flexión de los tendones descritos con anterioridad y en la minoría de los casos, llega a ser necesario liberarla quirúrgicamente 13.

### Ligamento colateral lateral

El ligamento colateral lateral (LCL) está compuesto por el ligamento colateral cubital lateral, el ligamento colateral radial, el ligamento anular y el ligamento colateral accesorio. Este inicia en el epicóndilo lateral cerca del eje de rotación del codo, coincidente con el ya mencionado, por lo cual, este está uniformemente tenso durante todo el movimiento de flexión y extensión. El ligamento colateral cubital lateral (LUCL) se introduce en el tubérculo de la cresta supinadora del cúbito, siendo una de sus principales limitaciones es la estaticidad del codo. Esto, sin considerar que le brinda estabilidad en varo y posterolateral. La deficiencia del LUCL, es que este produce inestabilidad posterolateral del codo, siendo esto incidente con mayor frecuencia después de una dislocación del codo o por reconstrucción no adecuada después de procedimientos quirúrgicos que involucran esta estructura. El ligamento colateral radial se inserta en el ligamento anular y permite estabilizar la cabeza radial, como se muestra

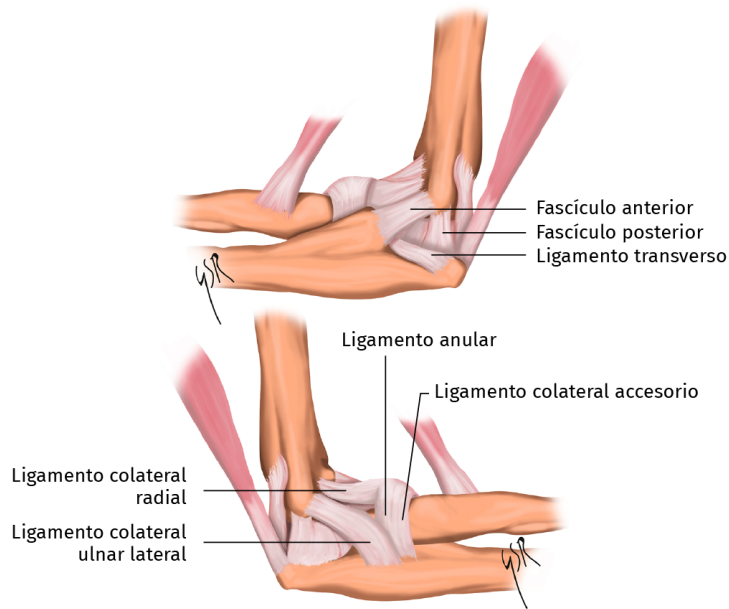


Figura 8: Ligamento colaterales del codo humano.

[13]

en la Figura 8. Por otro lado, el ligamento anular se origina y se inserta en los márgenes anterior y posterior del borde de la sigmoidea menor. Esto permite que la cabeza radial esté en contacto con el cúbito y la inserción anterior se tensa durante la supinación. Siendo importante resaltar que la inserción posterior durante la pronación porque la cabeza del radio no es una junta esférica [12].

### 6.1.3. Biomecánica y cinemática de la articulación del codo

El codo se describe como articulación trocoginglimoidea. Es decir, que cinemáticamente hablando, posee dos grados de libertad: flexión-extensión y pronación y supinación del antebrazo [14].

#### Flexión y extensión

El arco normal de flexión del codo, va desde los 0 grados, en un rango comprendido para la extensión completa, hasta los 145 grados como se describe en la Figura 9. Sin embargo, existe una variación considerable entre los individuos: los individuos hiperlaxos (con aumento exagerado de la movilidad de las articulaciones) pueden hiperextender 10 grados o más que un individuo promedio y los culturistas pueden flexionarse sólo hasta 130 grados debido a su elevada masa muscular. Morrey et al. demostraron que gran cantidad de las actividades de la vida diaria se podían realizar con un arco de 30 a 130 grados de flexión. Siendo la articulación del codo, la cual se considera una articulación tipo “bisagra” debido a la congruencia de sus articulaciones óseas y las limitaciones físicas de los tejidos blandos. Sin embargo, estudios tridimensionales, que hacen uso de tecnología de seguimiento electromag-

nético, han demostrado un potencial varo-valgo y laxitud axial entre 3 a 4 grados durante la flexión del codo. En 1909, un estudio de Fischer demostró, que el centro instantáneo de rotación de la flexión del codo, era un área de 2 a 3 mm de diámetro en el centro de la tróclea. Siendo este rango de movimiento, interpretado como un solo grado de movimiento, dado el arco descrito con anterioridad. [15]

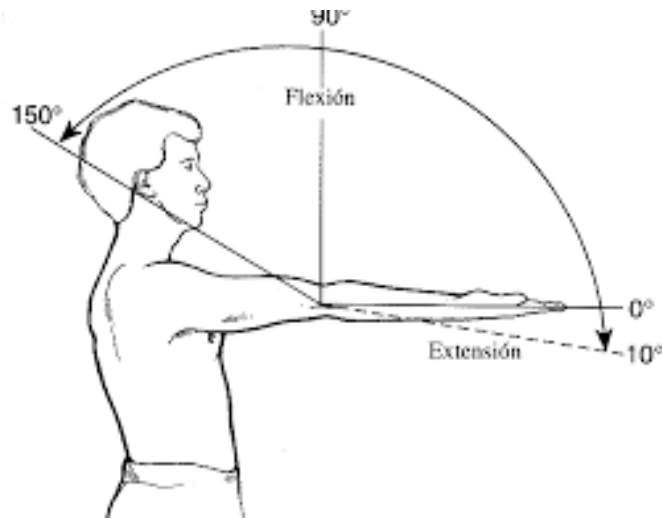


Figura 9: Rango de movimiento para flexión y extensión del codo humano saludable promedio.

[15]

### Pronación y supinación

El rango normal de supinación del antebrazo, para un individuo saludable, se promedia entre los 0 a 85 grados. Esto es aproximadamente de 5 a 10 grados más que el rango promedio y normal de pronación, que se considera de 80 grados. Morrey et al. informaron que la mayor parte de las actividades de la vida diaria se pueden realizar con 100 grados de rotación del antebrazo, como se muestra en la Figura [10]. Siendo estos considerados, 50 grados de pronación y 50 grados de supinación. Aunque la pérdida de pronación puede ser compensada, hasta cierto punto mediante la abducción del hombro, aún no existen mecanismos eficaces para la compensación de la supinación. El eje longitudinal de rotación del antebrazo, abarca desde el centro de la cabeza del radio y el capitellum en sentido proximal, hasta la base de la apófisis estiloides del cúbito distal en sentido distal. Por lo que se considera oblicuo a los ejes longitudinales tanto del radio como del cúbito [16]. Siendo la rotación, independiente de la posición del codo. Moore y cols. demostraron que el eje de rotación se desplaza mínimamente en el eje cubital y el volar durante la supinación radial y dorsal, mientras se realiza la pronación. Así también se evidenció, que el radio se mueve de 1 a 2 mm durante la pronación. Esto a su vez, permite aumentar la fuerza de reacción articular en la articulación radiocapitelar, aumentando la estabilidad del codo en el denominado, valgo. Esto, al igual que en los movimientos descritos en el apartado anterior, se analizan como un grado de libertad ajeno al desarrollado de flexión y extensión [17].

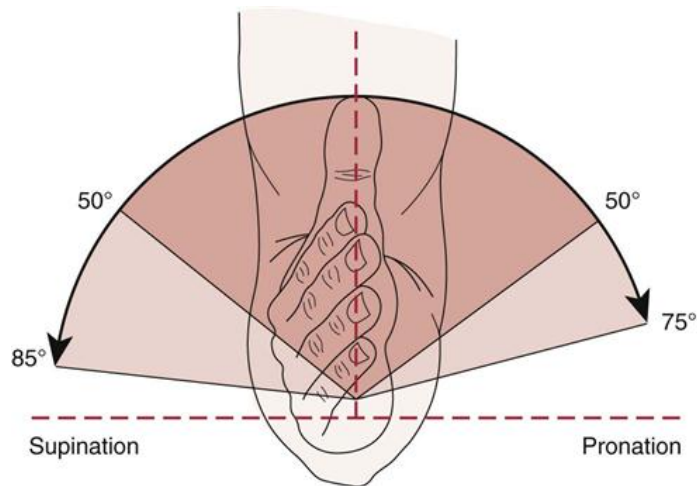


Figura 10: Rango de movimiento para pronación y supinación del codo humero saludable promedio.

17

## 6.2. La muñeca

### 6.2.1. Anatomía de la muñeca

La función y estructura de la muñeca es una de las más complejas del cuerpo, siendo el propósito de este miembro, soportar una amplia gama de movimientos. La muñeca está formada por una amplia gama de articulaciones, huesos, ligamentos y tendones que trabajan juntos para que la muñeca pueda moverse de lado a lado, hacia adelante y hacia atrás, hacia arriba y hacia abajo, rotar y doblarse. A estos, se les denomina grados de libertad, condicionados por los elementos previamente mencionados 17.

### 6.2.2. Osteología

La muñeca es la unión del extremo distal del radio/cúbito y los huesos carpianos adyacentes. A menudo se la compara con las articulaciones del tobillo en cuanto a su estructura y complejidad. Sin embargo, a través del estudio de este miembro, la muñeca se ha vuelto más delicada y ha perdido muchas de las características que le permitirían ser una articulación verdaderamente eficaz para soportar peso. Los huesos son más pequeños, hay menos cartílago y los ligamentos son más delgados, siendo esto una representación de triple factor de riesgo de lesión e inestabilidad 14.

Los ocho huesos del carpo se dividen en dos filas de cuatro huesos. La fila proximal, se compone de: (desde el pulgar hasta el meñique) el hueso escafoide, el hueso semilunar, el hueso piramidal y el hueso pisiforme, tal como se describe en la Figura 11. La fila distal, está compuesta por: el hueso trapecio, el hueso trapecoide, el hueso grande y el hueso ganchoso. Aunque no existe evidencia de una conexión directa entre el carpo y el extremo del cúbito, la existencia de un disco cartilaginoso permite una mayor congruencia entre el cúbito y el carpo, así como para mantener el espacio en este último, lado de la articulación. Este disco se conoce como “Complejo de Fibrocartilago Triangular” (TFCC) y comúnmente se

lesiona en actividades que soportan peso o de acciones repetitivas sin técnica adecuada, este se identifica en la Figura 12. El TFCC actúa como el "menisco de la muñeca", dado su nombre, este puede ser comprimido, roto y dañado cuando hay peso en la muñeca y un movimiento de torsión. El TFCC también cuenta con uniones de tejido conectivo en el radio (ligamentos/fascia), siendo esto explicativo de su inclusión en varias de las lesiones de muñeca más comunes.

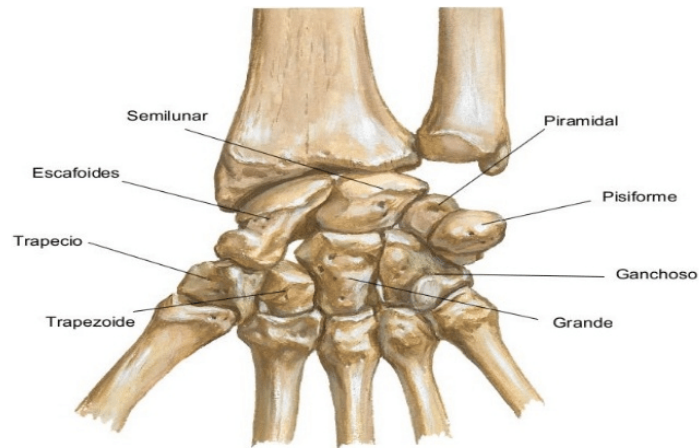


Figura 11: Complejo óseo de la muñeca humana saludable promedio.

14

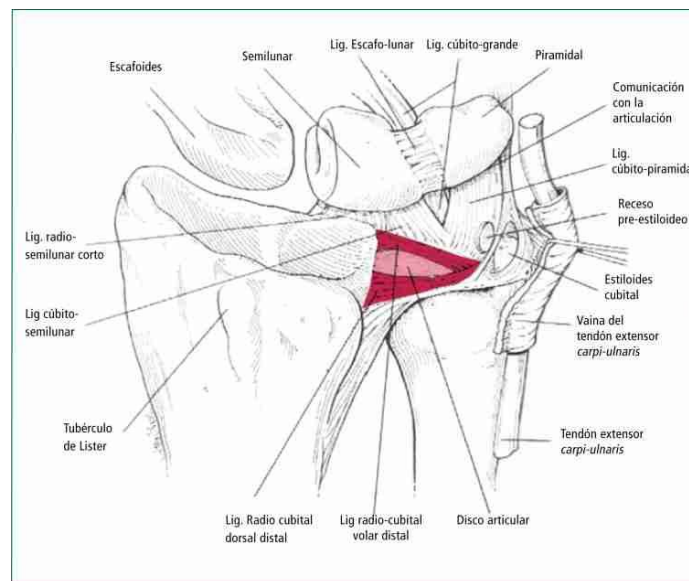


Figura 12: Complejo óseo de la muñeca humana saludable promedio.

14

### 6.2.3. Clasificación de las articulaciones

Los puntos donde dos elementos esqueléticos hacen contacto, como se describió anteriormente, se denominan articulaciones. Las dos categorías principales, de articulaciones son:

## Articulaciones sinoviales

Las articulaciones sinoviales son conexiones entre componentes esqueléticos en las que dichos elementos se encuentran separados por una estrecha cavidad articular. En primer lugar, una capa de cartílago hialino, este cubre las superficies articulares de los elementos esqueléticos para que estos no tengan contacto entre sí de forma directa y evitar así el desgaste óseo [18]. Una segunda característica de las articulaciones sinoviales es la presencia de una cápsula articular consistente en una membrana sinovial interna y una membrana fibrosa externa, como se describe en la Figura [13]

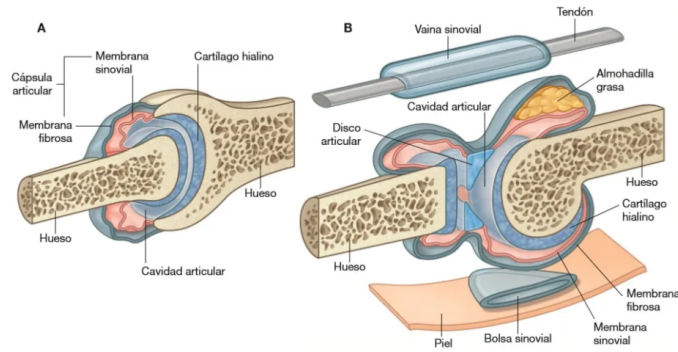


Figura 13: Articulaciones sinoviales en la muñeca humana saludable promedio.

[18]

## Tipos específicos de articulaciones sinoviales

- **Articulaciones planas:** permiten movimientos de deslizamiento cuando un hueso se desplaza sobre la superficie de otro.
- **Articulaciones en bisagra:** permiten el desplazamiento en torno a un eje transversal a la articulación, estos regulan movimientos de flexión y extensión.
- **Articulaciones bicondíleas:** que permiten principalmente el movimiento en torno a un eje, con rotación limitada en torno a un segundo eje. Estas físicamente están formadas por dos cóndilos convexos que se articulan con superficies cóncavas o planas.
- **Articulaciones condíleas (elipsoides):** que permiten el movimiento en torno a dos ejes que se hallan en ángulo recto uno respecto del otro. Estas regulan movimientos de flexión, extensión, abducción y circunducción.
- **Articulaciones en silla de montar:** que permiten el movimiento en torno a dos ejes que se hallan en ángulo recto uno respecto del otro. Físicamente, las superficies articulares tienen forma de silla de montar y regulan movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción.
- **Articulaciones esféricas (glenoideas):** que permiten el movimiento en torno a múltiples ejes, así también regulan movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y rotación.

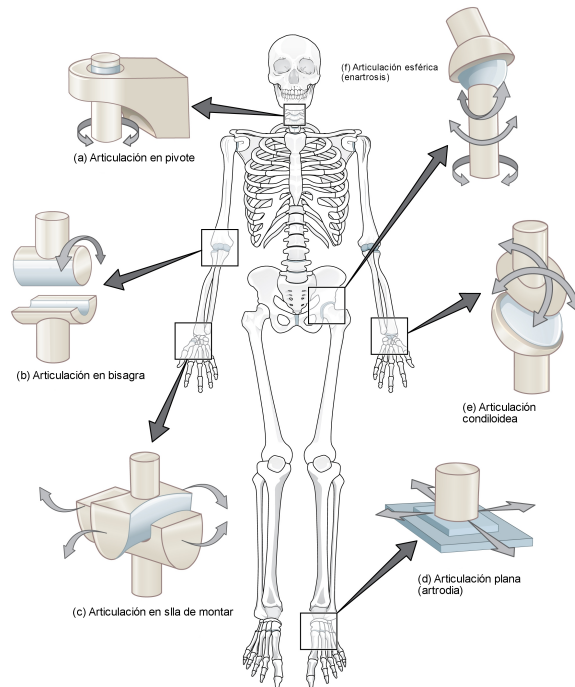


Figura 14: Representación de los tipos de juntas sinoviales en el cuerpo humano.

18

## Juntas funcionales de movimiento

Una de las razones por las que la muñeca es de alta complejidad, desde el punto de vista anatómico y biomecánico, es que cada hueso forma una articulación con los otros huesos adyacentes (conocidos como "articulaciones intercarpianas"). Al ser esto un aglomerado de los huesos que componen a la muñeca, hay "docenas" de articulaciones en la muñeca que permiten la versatilidad de movimiento que la manos humanas y muñecas requieren para ejercer actividades cotidianas y los esfuerzos que estas requieren [18]. El cartílago articular cubre los extremos de cada uno de los huesos donde se unen en una articulación, mejorando así el deslizamiento y protegiendo la integridad de la articulación. Siendo estas articulaciones, descritas de la siguiente manera:

- Articulación radiocubital distal:** punto donde se conectan el radio y el cúbito. Esta no es una articulación sinovial, sino que existe debido a la membrana interósea (estructura ligamentosa de grosor considerable, pero variable en cada individuo, que las conecta). Esto se describe mejor como una articulación de "pivote" que, en conjunto con la articulación radiocubital proximal en el codo, que el antebrazo baje y suba. La estabilidad de esta articulación es esencial para cualquier carga de peso sobre la mano y la muñeca, ya que crea el "soporte" para los carpianos proximales, que amortiguan los movimientos bruscos que puedan realizarse.
- Articulación radiocarpiana:** intersección del extremo distal del radio y la fila proximal de los carpianos. Se le denomina articulación sinovial, lo que se traduce a la presencia de una cápsula articular que contiene líquido lubricante, anteriormente descrito, en su interior. La fila proximal de los carpianos es convexa, en el segmento de

radio cóncavo. Esta articulación permite que la mano y la muñeca, en conjunto, se muevan hacia abajo flexión palmar y hacia arriba extensión o dorsiflexión. Por esta razón, a menudo la articulación radiocarpiana es hipermóvil (muy flexible), casi inestable y muy susceptible a sufrir lesiones. Esta articulación también permite un deslizamiento de lado a lado, lo que hace que la mano y la muñeca se "desplacen" hacia la izquierda y hacia la derecha, formando la desviación radial y desviación cubital.

- **Articulación mediocarpiana:** intersección de la fila proximal y la fila distal de los carpianos. No es una articulación aislada, ya que la articulación mediocarpiana es vital para un movimiento de rango final en extensión. No hay un amplio rango de movimiento disponible en esta, como en la articulación radiocarpiana, pero los huesos se deslizan para permitir los mismos movimientos que la articulación radiocarpiana.

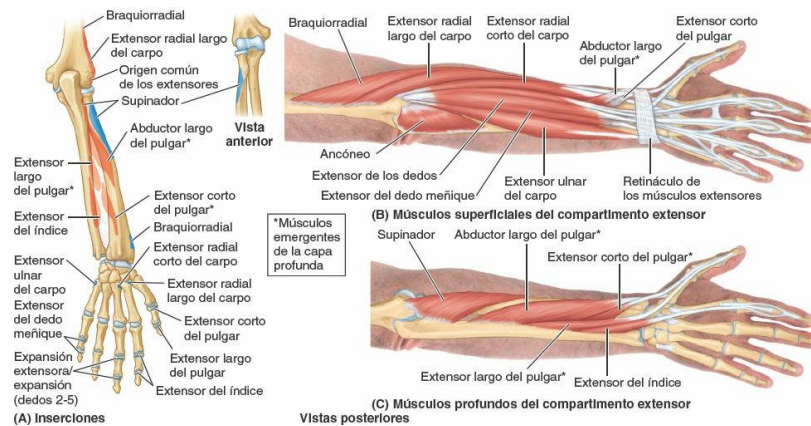


Figura 15: Complejo óseo y articular de la muñeca humana saludable promedio.

18

#### 6.2.4. Biomecánica y cinemática de las articulaciones de la muñeca

##### Desviación radial y cubital (ulnar)

La desviación radial es un movimiento complejo que tiene un desplazamiento lateral del proximal y carpianos distales combinados con flexión de los carpianos proximales y extensión de los carpianos distales. Los carpianos proximal y distal se deslizan cubitalmente y giran en una dirección radial. Esto, mientras que la desviación cubital tiene un movimiento similar con sentido opuesto de los carpianos proximal y distal. Hay un rango máximo de movimiento en la desviación radial/cubital, y esto depende de la posición en donde la muñeca está en su punto neutro, como se define en la Figura 16. Este movimiento, mantiene en una posición de extensión o flexión a los huesos del carpo, reduciendo así reduce el rango de movimiento lateral. Anatómicamente, se describe a la desviación cubital, como la contracción de la FCU en combinación con la ECU (Figura 15). La desviación radial es causada por contracción del FCR en combinación con músculos secundarios. En cuanto al rango de movimiento normal y saludable, para individuos adultos con desviación radial y cubital es de 19 y 33 grados, respectivamente. Mientras que en individuos hombres entre los 23 y 33 años, la fuerza

máxima se ha determinado, que es de 146,6N en desviación radial y 121,3N en desviación cubital [19].

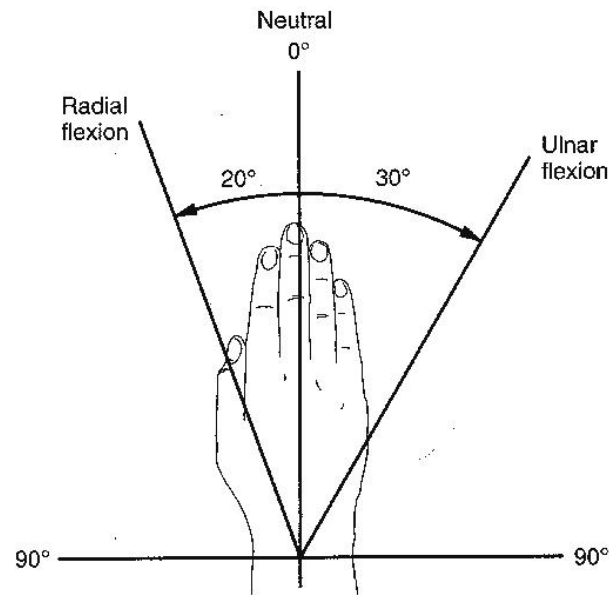


Figura 16: Rango de movimiento para desviación radial y cubital promedio.

[19]

### Pronación y supinación

La pronación y supinación de la mano no es un movimiento que se realice en la articulación de la muñeca específicamente, pero tiene un efecto de impacto en la función de la mano y la muñeca, para realizar actividades del día a día. En el movimiento de supinación, el radio y el cúbito se ubican anatómicamente, paralelos entre sí. En cuanto al pronador redondo y el pronador cuadrado, este último se contrae para provocar la denominada pronación. En este movimiento, el cúbito se mueve en un rango limitado, del total del ROM que se describe en la Figura [17]. Por otro lado, la relajación de los pronadores y la consecuente contracción del supinador altera el estado del antebrazo y permite que controle la posición de la mano, en estado de supinación. Desde el punto de vista anatómico, este movimiento provoca un deslizamiento entre el radio y el cúbito en las articulaciones radiocubitales, siendo el rango normal de movimiento, de los individuos adultos promedio, en pronación y supinación de: 71 y 84 grados, respectivamente [19].

### Flexión y extensión

El movimiento de flexión, descrito físicamente como inclinación de la palma de la mano hacia la cara anterior del antebrazo, inicia en la segunda hilera del carpo que causa la tensión de los ligamentos de la articulación mediocarpiana (principalmente el ligamento piramidal-trapecio-trapezoide, como se observa en la Figura [15]). Esto, para movilizar el escafoide

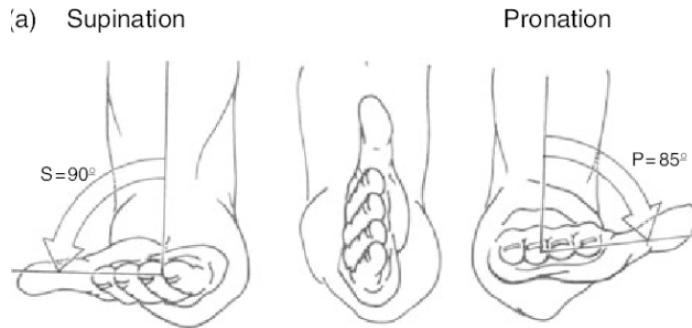


Figura 17: Rango de movimiento para pronación y supinación promedio.

[19]

semilunar y piramidal. El descrito movimiento de flexión, puede oscilar entre los 70 a 90 grados, dadas las características descritas de cada individuo, en secciones anteriores. En este, las articulaciones intercarpianas se involucran cerca de un 60 % y la articulación radiocarpiana un 40 %. La flexión se alcanza en un individuo saludable, al activar los músculos de: palmar mayor, cubital anterior, abductor del pulgar, y los flexores de los dedos [20]. Al estar estos extensión, se reduce de manera significativa, la flexión de los dedos, dando paso al movimiento de extensión. Siendo este, físicamente descrito como la aproximación de la cara dorsal de la mano hacia el dorso del antebrazo, teniendo un rango de movilidad entre 65 y 85 grados. Siendo este movimiento principalmente causado por la articulación radiocarpiana, que aporta aproximadamente el 66 % del ROM. Esto es resultado de que la cara articular del radio se extiende dorsalmente, más aún que las caras articulares distales, tanto del semilunar y de los escafoides [19].

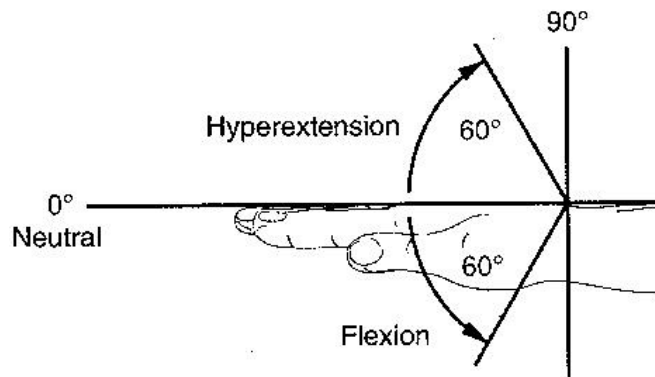


Figura 18: Rango de movimiento para extensión y flexión promedio.

[19]

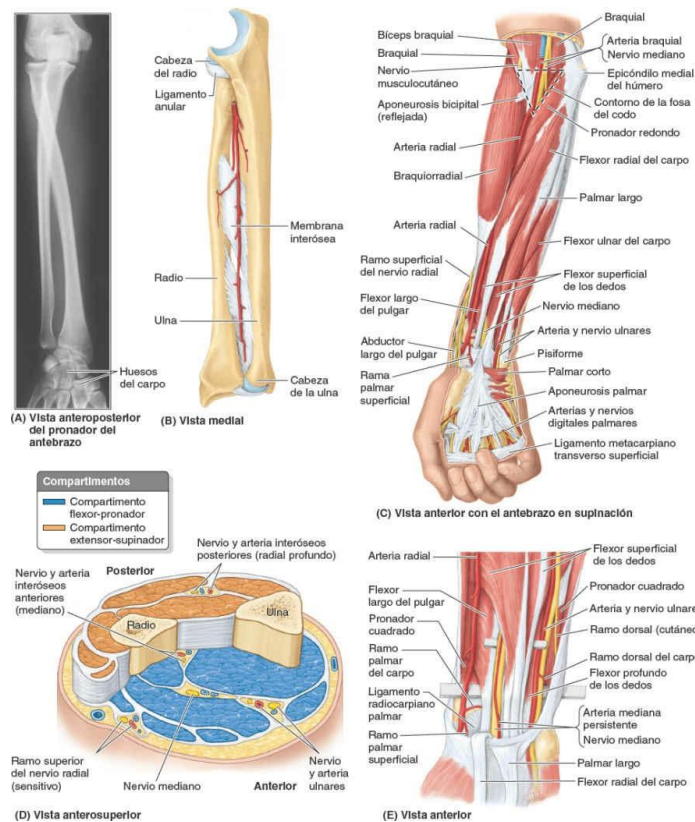


Figura 19: Complejo de músculos, tendones y huesos que componen el brazo.

20

### 6.3. Fisiopatología y mecanismos de lesión

#### 6.3.1. Epicondilitis lateral (codo de golfista)

El codo de golfista (epicondilitis medial o codo de tenista) es una tendinopatía provocada por el uso excesivo o sobrecarga física, afectando principalmente al tendón flexor común medial del codo. Esto puede presentarse sin antecedentes médicos y los pacientes reportan dolor que se propaga desde el epicóndilo hasta la muñeca. El epicóndilo medial, se denomina como el origen común de los músculos flexores y pronadores del antebrazo. Siendo el movimiento de flexión y extensión los resultantes de la activación de dichos músculos, como se describe en la Figura 19. Por otro lado, el pronador redondo da lugar al flexor radial del carpo, el palmar largo y el flexor superficial, siendo el origen de los dedos el epicóndilo medial y siendo estos inervados por el nervio mediano. A su vez, el flexor cubital del carpo también inicia en el epicóndilo medial y se encuentra inervado por el nervio cubital 20. Estos cinco músculos se originan en el mismo punto y forman el tendón flexor, así como también del epicóndilo medial del húmero. Este tendón mide aproximadamente de 8 a 11mm de longitud de largo, cruzando la articulación cubital humeral medial y en paralelo al ligamento colateral cubital, donde sirve como estabilizador secundario. 21

## Epidemiología

La epicondilitis medial, sin importar que estadísticamente es menos común que la epicondilitis lateral, esta representa del 10 % al 20 % de todos los casos de epicondilitis. Según un estudio, realizado por la Universidad de Kentucky en 2023, la tasa de presencia de la condición, es del 0,4 % de la población. Es más alto entre sujetos de 45 a 64 años y más común en mujeres que en hombres. En determinadas ocupaciones, la prevalencia puede alcanzar entre el 3,8 % y el 8,2 %. Tres de cada cuatro casos se dan en el brazo dominante. Siendo estas estadísticas, pertenecientes al nicho de no deportistas [20].

Por otro lado, los factores de riesgo para desarrollar epicondilitis medial en atletas incluyen errores de técnica en ejercicios de entrenamiento individuales o en equipo, factores de riesgo músculo funcionales que describen: ausencia de fuerza, resistencia o flexibilidad. Así pues, es importante considerar los factores de riesgo relacionados con la ocupación laboral, los cuales describen: trabajo físico de peso excesivo, la repetición consistente sin períodos de descanso, índice alto de masa corporal, tabaquismo y las altas exigencias psicológicas-sociales del trabajo. A nivel de salud general, es importante mencionar la existencia de factores de riesgo generales, como: el consumo de tabaco y diabetes mellitus tipo 2. En mujeres, según el estudio realizado por la Universidad de Medicina de Florida en 2023, la obesidad se asocia con un riesgo principal en el desarrollo de la presente condición. Esto, dado al esfuerzo muscular que los tendones deben realizar para movilizar miembros superiores, cuya exigencia de masa es mayor, para la realización de actividades cotidianas o relacionadas al deporte. [22]

## Fisiopatología

La epicondilitis medial, como ha sido descrito con anterioridad, es una clasificación de tendinopatía por uso excesivo del tendón flexor común medial del codo, dada una carga concéntrica o excéntrica de carácter repetitivo, afectando los flexores de la muñeca y del pronador redondo, lo que ocasiona cambios angio fibroblásticos. Como consecuencia de dicha actividad repetitiva, se provocan microdesgarros constantes dentro del tendón y como resultado, la mencionada tendinosis [20]. A pesar de las teorías médicas sobre cómo el pronador redondo y el flexor radial del carpo eran los más afectados, la literatura responde a que todos los músculos se ven afectados por igual, a excepción del palmar largo. Lo cual, niega la inflamación ósea. Con el paso del tiempo, de acuerdo a como el tendón sufre microdesgarros repetitivos, sucede una reestructuración de las fibras de colágeno y se incrementa la producción de la sustancia fundamental mucóide. Por otro lado, se puede llegar a detectar necrosis o calcificación focal [23]. Seguidamente, la fuerza del colágeno disminuye, lo cual aumenta la fragilidad, mejora y transformación del tejido cicatricial y el engrosamiento del tendón. De igual manera, es importante considerar que aunque sea menos común, el traumatismo agudo también puede ser causante de epicondilitis medial dada una contracción repentina y violenta de los músculos.

## Huesos y articulaciones afectados

La articulación del codo está compuesta por tres huesos: el húmero, siendo este el hueso de la parte superior del brazo y los dos huesos del antebrazo, radio y cúbito. Se trata de una

articulación sinovial, situada en la extremidad superior, entre el brazo y el antebrazo. Este tipo de articulaciones, se denominan “libres”. En ellas, los huesos están separados por un fino cartílago que permite la realización de movimientos suaves. Este tipo de articulaciones, pueden clasificarse también según la función que realicen. En el caso del codo, se puede definir como una articulación en bisagra, lo que significa que sólo permite el movimiento en un plano. En ellas, los huesos están separados por un fino cartílago que permite la realización de movimientos suaves. Este tipo de articulaciones, puede ser clasificado también según la función que realicen. En el caso del codo, se puede definir como una articulación en bisagra, lo que significa que sólo permite el movimiento en un plano [20].

Hay muchas protuberancias óseas en la parte inferior del húmero llamadas epicóndilos, donde varios músculos del antebrazo comienzan su recorrido. La protuberancia ósea en la parte externa (lado lateral) del codo se llama epicóndilo lateral. La epicondilitis lateral o codo de tenista afecta los músculos y tendones del antebrazo que son lo que extienden la muñeca y los dedos. Los músculos del antebrazo extienden la muñeca y los dedos. Los tendones del antebrazo, a menudo llamados extensores, sujetan los músculos al hueso. El tendón generalmente afectado en el codo de tenista se llama extensor radial corto del carpo (ECRB). Estudios demuestran que el codo del tenista se produce como daño en un músculo específico del antebrazo. Siendo este, el último mencionado con anterioridad. Cuando el ECRB está debilitado por demasiado uso, se forman microdesgarros en el tendón, donde se sujeta al epicóndilo lateral [23].

## **Detección y diagnóstico de lesión**

Los síntomas de esta lesión, se inciden de manera gradual. En la mayoría de los casos, el dolor inicial es leve y empeora lentamente con las semanas o meses. Al ser esta una lesión rara vez diagnosticable a primera instancia, los síntomas que se asocian a este, son: Dolor o ardor en la parte externa del codo en el movimiento o incluso equilibrio del miembro, dificultad en el agarre de objetos, etc. Para el diagnóstico efectivo de esta lesión. Los médicos requieren al paciente realizar movimientos de estiramiento de muñeca, en conjunto con los dedos del miembro superior afectado para registrar el nivel de incomodidad o dolor que este produce [23]. Al ser el tipo de lesión, de disminución de transmisión de fuerza contemplada desde el músculo hasta el hueso, el efecto crítico se percibe en el desempeño y estado físico del tendón.

Para lo cual, los registros médicos recomiendan dos tipos de protocolos de recuperación, siendo estos: fisioterapia y cirugía. Cabe mencionar que esta última, únicamente es necesaria si en un período de 6 a 12 meses no se observa mejora significativa, resultante de un tratamiento conservador como lo es la primera opción mencionada o la aplicación de métodos invasivos, pero de menor nivel, como lo son las inyecciones intramusculares de cortisona y/o plasma rico en plaquetas para el alivio de dolor, hinchazón e irritación en el área afectada de los músculos descritos. Por otro lado, se encuentran los dispositivos de inmovilización de contra peso, conocidos como “brazalete inmovilizador”, el cual debe situarse alrededor del antebrazo, a una distancia de 3 cm del epitrocleo (codo), permitiendo la completa flexión del codo en 90°. Esto permite el libre movimiento de la muñeca afectada mediante la contracción del músculo y reducción de presión de la musculatura flexo-extensora [18].

Como también fue mencionado, la fisioterapia es en conjunto con el tratamiento enfocado a la reducción de las molestias descritas con anterioridad, una de las soluciones con un alto porcentaje de efectividad, siendo este el enfoque del estudio realizado en 2019 por el Departamento de Terapia Física de la Universidad de Dayton, Ohio en conjunto con la Universidad de Mercer, Atlanta y la Universidad de Kentucky, Lexington. En donde se destaca la importancia de una rehabilitación enfocada en la recuperación de la motricidad de los músculos escapulares y disfunciones de la muñeca como consecuencia de una tendinopatía, a través del seguimiento a la lesión a través de rehabilitación activa para la mejoría del rango de movilidad del miembro afectado [23].

## Rehabilitación activa

La rehabilitación activa para lesiones es un enfoque terapéutico que implica la participación activa del paciente en su proceso de recuperación. A diferencia de la rehabilitación pasiva, donde el terapeuta o dispositivos externos realizan la mayor parte del trabajo, la rehabilitación activa se centra en que el paciente realice ejercicios y actividades específicas para mejorar la fuerza, flexibilidad, equilibrio y función de la parte lesionada [18].

### Elementos de la rehabilitación activa

- **Ejercicios de fortalecimiento:** Se diseñan ejercicios para fortalecer los músculos alrededor de la lesión. Esto ayuda a mejorar la estabilidad y soportar mejor la articulación o área afectada.
- **Entrenamiento propioceptivo:** Se realizan ejercicios que mejoran la conciencia del cuerpo y el control sobre el movimiento. Esto es crucial para prevenir futuras lesiones.
- **Entrenamiento funcional:** Se enfoca en actividades y movimientos que son específicos para las tareas diarias o deportivas del paciente, ayudando a la persona a regresar a su nivel de actividad previo a la lesión.
- **Educación del paciente:** Es vital que los pacientes comprendan su lesión y el propósito de los ejercicios que están realizando. Esto incluye enseñarles técnicas adecuadas de ejercicio y movimiento para evitar la recurrencia de la lesión.

### Beneficios de la rehabilitación activa

- **Mejora de la función muscular y articular:** Fortalece los músculos y mejora la movilidad de las articulaciones afectadas.
- **Prevención de atrofia muscular:** Al mantener los músculos activos, se previene la pérdida de masa y fuerza muscular que puede ocurrir durante la inmovilización.
- **Aceleración de la recuperación:** La participación activa del paciente puede acelerar el proceso de curación y recuperación.
- **Reducción del dolor:** El movimiento controlado y los ejercicios pueden ayudar a reducir el dolor a largo plazo.



Figura 20: Rehabilitación pasiva para lesiones de miembros superiores.

23

- **Retorno a la actividad:** Facilita un retorno más rápido y seguro a las actividades diarias, laborales o deportivas.

## 6.4. Rehabilitación pasiva

La rehabilitación pasiva para lesiones es un enfoque terapéutico en el que el terapeuta o dispositivos especializados realizan la mayoría de las acciones necesarias para la recuperación del paciente. A diferencia de la rehabilitación activa, en la que el paciente participa activamente en ejercicios y movimientos, la rehabilitación pasiva se centra en técnicas y tratamientos que no requieren esfuerzo activo por parte del paciente [23].

### 6.4.1. Exoesqueletos de muñeca en la rehabilitación

#### Implementación de rehabilitación para un grado de libertad de la muñeca

La implementación de ejercicios para el entrenamiento de la muñeca no solo se limita a la rehabilitación directa de esta articulación, sino que puede tener un impacto significativo en la recuperación de la motricidad fina y gruesa del codo, especialmente en el contexto de lesiones asociadas al codo del tenista y del golfista.

Cuando se trabaja en la rehabilitación de la muñeca, se involucran una serie de músculos y tendones que se extienden hacia el antebrazo y el codo. Estos músculos desempeñan un papel crucial en la estabilización y el movimiento del codo, ya que están interconectados y trabajan en conjunto para ejecutar movimientos precisos y coordinados. Por lo tanto, al fortalecer y mejorar la funcionalidad de la muñeca a través de ejercicios específicos, se puede inducir un efecto positivo en la motricidad descrita con anterioridad.

Por ejemplo, los ejercicios de flexión y extensión de la muñeca no solo trabajan los músculos de la muñeca, sino que también implican la activación de los músculos del antebrazo

y del codo, como se observa en el ejemplo citado en la Figura 21. Estos movimientos ayudan a fortalecer los músculos flexores y extensores del codo, lo que a su vez mejora la estabilidad y la resistencia de esta articulación. Además, los ejercicios de rotación de la muñeca también pueden contribuir a la mejora de la movilidad y la coordinación del codo, ya que implican la activación de los músculos rotadores del antebrazo que se extienden hacia el codo.



Figura 21: Ejemplo de exoesqueleto paralelo noble en 3D para la rehabilitación de la muñeca.

4

### **Implementación de exoesqueleto para toma de datos y análisis de rehabilitación del movimiento fino de la muñeca**

Además del fortalecimiento muscular, los ejercicios de entrenamiento de la muñeca también pueden mejorar la conexión neuronal con el miembro dañado y la coordinación mano-ojo, como se ejemplifica en la Figura 22. Los cuales son aspectos fundamentales para la motricidad fina y gruesa del codo. Al realizar ejercicios que requieren precisión y control de la muñeca, se estimulan los receptores sensoriales en los músculos y articulaciones, lo que mejora la capacidad del sistema nervioso para coordinar los movimientos del codo de manera eficiente. La implementación de ejercicios para el entrenamiento de la muñeca no solo beneficia directamente la rehabilitación de esta articulación, sino que también puede tener un impacto positivo en la recuperación de la motricidad fina y gruesa del codo. Al fortalecer los músculos y mejorar la coordinación y la propiocepción a nivel de la muñeca, se crea un entorno propicio para una rehabilitación integral y efectiva del codo, especialmente en casos de lesiones asociadas al codo del tenista y del golfista.

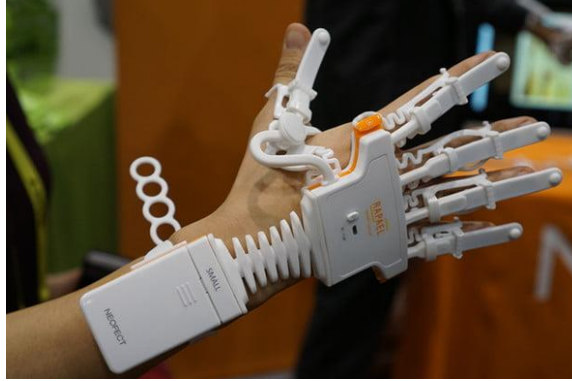


Figura 22: Ejemplo de exoesqueleto para rehabilitación de motricidad fina por derrame cerebral. 4

## 6.5. Grados de libertad (GDL)

Los grados de libertad de movimiento (GDL) son una medida que indica cuántos parámetros independientes se necesitan para describir completamente la posición o el movimiento de cada componente rígido de un sistema. Cuando se aplican restricciones entre los componentes rígidos de un sistema, como conexiones físicas o geometría limitante, se reduce el número total de grados de libertad disponibles. Estas restricciones pueden surgir de diversas fuentes, como vínculos mecánicos, geometría de diseño o condiciones de contorno. Cada restricción impuesta limita la forma en que un cuerpo rígido puede moverse en relación con otro. Estos se pueden observar en la Figura 23, en la cual se implementa el análisis de los grados de libertad necesarios para analizar la pierna humana como un mecanismo de barras. Asimismo, los diferentes tipos y descripciones de los GDL, se describen en el Cuadro 1.

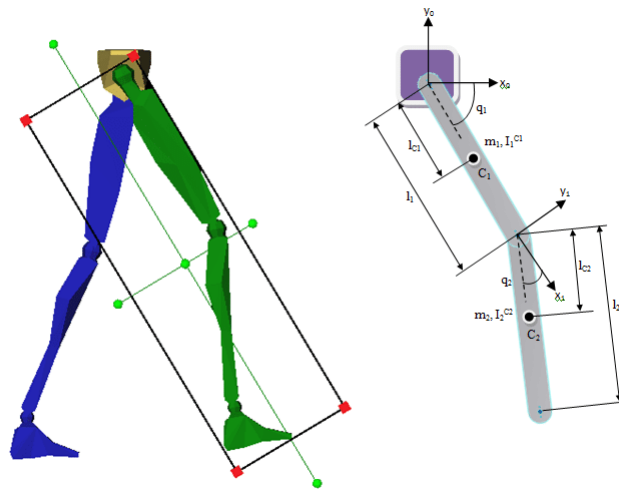


Figura 23: Ejemplo de análisis de diversos grados de libertad, en movimiento de pierna humana. 23

### 6.5.1. Grados de libertad de la articulación de muñeca

Todos los movimientos del carpo (muñeca humana) se realizan por los músculos del antebrazo:

- **La flexión:** producida por los músculos flexor ulnar del carpo y flexor radial del carpo, con el soporte del flexor superficial de los dedos.
- **La extensión:** producida por los músculos extensor radial largo del carpo, y el extensor ulnar del carpo con ayuda del extensor de los dedos.
- **La aducción:** producida por el extensor ulnar del carpo y el flexor ulnar del carpo.
- **La abducción:** producida por el abductor largo del dedo gordo, el flexor radial del carpo, el extensor radial del carpo y el extensor radial corto del carpo.

Siendo esto descrito en términos de biomecánica, como dos grados de libertad principales:

- **Flexión y extensión:** Este movimiento ocurre en el plano sagital y permite que la muñeca se doble hacia adelante (flexión) y hacia atrás (extensión).
- **Aducción y abducción:** Este movimiento ocurre en el plano frontal y permite que la muñeca se mueva hacia el lado del dedo meñique (aducción) y hacia el lado del pulgar (abducción).

Estos movimientos son posibles gracias a la articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana, que permiten la movilidad en estos dos planos.

Grados de Libertad	Eje de Rotación	Eje de Traslación	Tipo de Conexión	Restricciones Asociadas con GDL Específicos
0	0	0	Soldadura (Weld)	Permite unir dos cuerpos rígidos.
0	0	0	Rígido (Rigid)	Permite la unión de dos piezas a la vez, cambiando la definición del cuerpo rígido subyacente.
1	0	1	Corredera (Slider)	Permite realizar diversas traslaciones a lo largo de un eje.
1	1	0	Pin	Permite girar alrededor de un eje.
2	2	0	General	Permite la alineación de un punto a punto si el punto está en una arista, a través de una arista ya existente en el plano.
2	1	1	Cilindro (Cylinder)	Permite realizar traslaciones y rotaciones alrededor de un eje específico, interpretado como un punto en línea.
2	0	2	General	Permite analizar una arista, en el plano si el plano no es perpendicular ni paralelo a esta.
3	3	0	Esfera (Ball)	Permite al cuerpo girar en cualquier dirección, mediante la alineación de un punto a punto.
3	2	1	General	La arista en el plano, se analiza a través de un punto en la línea.
3	1	2	Plano (Planar)	Son cuerpos rígidos interconectados entre sí, a través de un movimiento de restricción planar, en un solo plano.
3	0	3	General	Orientación plano-plano Orientación plano-plano.
4	3	1	Cojinete (Bearing)	Permite la combinación de una conexión de bola y una de corredera. esto por medio del punto de la arista.
4	2	2	General	Arista en el plano
4	1	3	General	Orientación plano-plano
4	3	1	Ranura	Es el punto en una trayectoria de un modelo de tubería "no recta"
3	3	0	Suspensión de Cardán (Gimbal)	Permite la alineación los centros de dos grados de libertad efectivos, punto a punto.
5	3	2	General	Permite analizar un punto en plano
6	3	3	6 GDL	Permite implementar rotaciones y traslaciones en direcciones variadas.

Cuadro 1: Grados de libertad totales y tipos de conexión.

---

Determinación de los componentes mecánicos y electrónicos para un  
dispositivo de rehabilitación

---

## 7.1. Componentes mecánicos

### 7.1.1. Determinación de fuerzas

Para el desarrollo de las diferentes etapas involucradas en el proceso de diseño del dispositivo descrito con anterioridad, se requirió el análisis de fuerzas involucradas en el movimiento de las extremidades superiores, específicamente de articulación de la muñeca humana promedio [24], considerandola como una junta anatómica, que permite la unión de la mano con el antebrazo.

Con esta finalidad, se recopilaron datos relacionados a las características antropométricas de este miembro, para así obtener los datos de masa y dimensiones promedio de la mano y antebrazo en reposo. Esta información se consideró en un análisis estático, que determinó la carga máxima a soportar por el dispositivo, en las posiciones más críticas de los movimientos de *Flexión/Extensión* y *Desviación Ulnar/Cubital*.

Siendo la información recopilada, por estudios realizados por la Universidad Autónoma de Chile sobre aspectos biométricos promedio de los miembros superiores, [25]:

Parámetro	Valor	Unidad
Brazo (AB, AB')	0.143	m
Masa (m)	0.7	kg
Aceleración (a)	9.8	m/s <sup>2</sup>

Cuadro 2: Datos físicos del miembro por rehabilitar

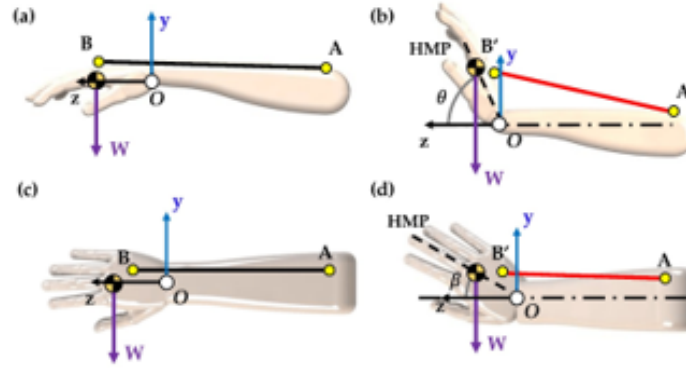


Figura 24: DCL de articulación de la muñeca.

24.

### Análisis estático

A través del análisis estático de la articulación de la muñeca, se determinaron las fuerzas y momentos en equilibrio cuando el sistema se encuentra en reposo (velocidad angular cero). En este, se analizaron las fuerzas aplicadas por el exoesqueleto sobre la muñeca y las resistencias de los músculos y ligamentos.

### Extensión/flexión de la muñeca

### Determinación de torque

Para poder obtener el valor de torque, se determinó el valor de fuerza ( $F$ ) necesaria para mover la muñeca, como se describe en la Figura 24. Esto descrito de la siguiente forma:

$$F = m \times a \tag{1}$$

En donde, según los datos recopilados el Cuadro 2:

- $F$  es la fuerza requerida para mover la muñeca desde el reposo.
- $m$  es la masa del miembro a rehabilitar.
- $a$  es la aceleración dada la gravedad.

Brazo (OB)	0.143	m
Masa	0.7	kg
Aceleración	9.8	m/s <sup>2</sup>
Fuerza	6.86	N

Cuadro 3: Fuerza requerida para movimiento de muñeca.

Seguidamente, se realizó el cálculo del torque necesario para mover la muñeca, siendo este dato, dependiente de la resistencia al movimiento (debido a los ligamentos, músculos y, en caso de lesión, rigidez adicional).

Para calcular el torque necesario, se utilizó la expresión:

$$T = F \times d \quad (2)$$

En donde:

- $T$  es el torque.
- $F$  es la fuerza requerida para mover la muñeca.
- $d$  es la distancia entre el eje de rotación y el punto de aplicación de la fuerza (aproximadamente la longitud del antebrazo).

Este análisis, ejemplificado para el primer grado de libertad (GDL) de *extensión/flexión* permite modelar la resistencia como un sistema de resortes que representa la elasticidad de los músculos y ligamentos. Esto, considerando el *momento neto*, siendo en equilibrio estático, el momento generado por el motor. Para lo cual, este debe ser igual y opuesto al momento generado por la resistencia pasiva de la muñeca.

El análisis anteriormente descrito, se aplicó de igual manera a las posiciones críticas de los diferentes cambios de posición, del segundo grado de libertad (GDL), enfatizando la consideración del espacio de análisis como un plano cartesiano, en donde el centro de masa del cuerpo analizado se encontraba geoméricamente en el centro de la mano, como se describe en la Figura [24](#).

### **Torque en función del ángulo de movimiento (resistencia pasiva)**

El torque necesario para mantener una posición específica en el exoesqueleto (por ejemplo, un ángulo de extensión o flexión) se ve afectado por el ángulo de movimiento ( $\theta$ ). Para extensión/flexión, el torque se relaciona con la resistencia pasiva de los ligamentos y la fuerza muscular, que dependen del ángulo. A medida que el dispositivo, se acerca mediante los movimientos descritos, a los límites de extensión o flexión, la resistencia aumenta debido a la tensión en los ligamentos. Con la finalidad de poder analizar dicha esta resistencia, esta se planteó como un resorte, siendo el torque necesario expresado como:

$$T(\theta) = k(\theta - \theta_0) \times d \quad (3)$$

En donde:

- $T(\theta)$  es el torque en función del ángulo.
- $k$  es la constante de rigidez del sistema, considerada.

- $\theta$  es el ángulo actual de la articulación.
- $\theta_0$  es el ángulo de reposo natural (sin carga).
- $d$  es la distancia entre el eje de rotación y el punto de aplicación de la fuerza (aproximadamente la longitud del antebrazo).

En el caso de los músculos de tendones de la muñeca y codo, los valores de  $k$ , se describen de la siguiente manera:

- Ligamentos de la muñeca: La constante de rigidez puede estar en el rango de 1000 a 5000  $N/m$ .
- Músculos de la muñeca: La constante de rigidez suele ser menor, generalmente en el rango de 100 a 1000  $N/m$ .

En donde  $\theta$  toma el valor del ángulo de la posición crítica, que se describe en el Cuadro 4. Siendo esto, el mismo análisis realizado, pero con las posiciones de *Desviación Ulnar/Cubital* para los ángulos de  $\beta$ , referidos en el apartado correspondiente, del Cuadro 4.

<b>Flexión-Extensión</b>		
<b>Posición (<math>\theta</math>)</b>	<b>Ángulo (<math>^\circ</math>)</b>	<b>Torque requerido (N-m)</b>
Posición neutra	0	0.981
Extensión máxima	50	0.947
Flexión máxima	-30	0.151
<b>Desviación Radial/Cubital</b>		
<b>Posición (<math>\theta</math>)</b>	<b>Ángulo (<math>^\circ</math>)</b>	<b>Torque requerido (N-m)</b>
Posición neutra	0	0.981
Desviación radial	-20	0.400
Desviación cubital	30	0.151

Cuadro 4: Torque requerido por actuadores

### Torque en función del ángulo de movimiento (resistencia pasiva)

El momento (o torque) causado por la gravedad es una fuerza que tiende a hacer girar un objeto alrededor de un eje de rotación. En el caso de un exoesqueleto de muñeca, cualquier componente del dispositivo que esté por encima de la muñeca o el brazo tendrá un peso propio que puede generar un torque gravitacional.

Al analizar dispositivos robóticos y exoesqueletos, es importante destacar que el ángulo también influye en los efectos de la gravedad, especialmente si el exoesqueleto incluye partes que generan pesos adicionales en la muñeca. El momento debido al peso del exoesqueleto sobre la muñeca también se verá afectado por el ángulo de inclinación:

$$T_g(\theta) = m \cdot g \cdot d \cdot \sin(\theta) \quad (4)$$

En donde:

- $T_g(\theta)$  es el torque debido a la gravedad en función del ángulo.
- $m$  es la masa del exoesqueleto o de las partes móviles.
- $g$  es la aceleración gravitacional.
- $\theta_0$  es el ángulo de reposo natural (sin carga).
- $d$  es la distancia desde el eje de rotación al centro de masa del sistema.
- $\theta$  es el ángulo de inclinación.

El factor  $\sin(\theta)$  indica que el torque es mayor cuando el ángulo es mayor (más cercano a  $90^\circ$ ) y menor cuando el ángulo es más pequeño (cercano a  $0^\circ$ , es decir, alineado con la horizontal). Esto significa que el torque gravitacional es más significativo cuando el brazo o la muñeca están en posiciones inclinadas o extendidas y menos cuando están en posiciones neutrales. Siendo esto en un exoesqueleto de muñeca, descrito como las siguientes implicaciones:

- **Carga adicional para el motor:** Los motores del exoesqueleto deben generar suficiente torque para contrarrestar el efecto de la gravedad, especialmente cuando la muñeca está inclinada o extendida. A medida que el ángulo  $\theta$  aumenta, el torque que los motores deben aplicar también aumenta.
- **Diseño estructural:** La distribución de la masa del exoesqueleto debe ser cuidadosamente diseñada para minimizar los efectos del torque gravitacional. Si el centro de masa del dispositivo está demasiado lejos del eje de la muñeca, esto aumentará la cantidad de torque requerido para mantener la muñeca en posición.
- **Posicionamiento angular:** El ángulo  $\theta$  influye directamente en el torque generado. Cuando la muñeca está en una posición vertical (inclinada  $90^\circ$ ), el torque es máximo, mientras que en una posición vertical (alineada con la horizontal,  $\theta = 0^\circ$ ) el torque gravitacional es mínimo, siendo importante el torque de bloqueo que ofrece el motor seleccionado.

### Torque generado por la resistencia pasiva ( $T_{resistencia}$ )

La resistencia pasiva de los músculos y ligamentos actúa como una fuerza de restauración que tiende a llevar la muñeca a una posición neutral. Esta resistencia puede modelarse como una fuerza elástica, donde el torque aumenta a medida que la muñeca se aleja de la posición de reposo. Se puede representar mediante una ley de resorte lineal:

$$T_{resistencia} = k(\theta - \theta_0) \cdot d \quad (5)$$

### Torque generado por el motor ( $T_{motor}$ )

El torque que el motor debe generar depende de la suma de los torques anteriores. Para que el sistema esté en equilibrio, el motor debe aplicar un torque que compense tanto la resistencia pasiva como el efecto de la gravedad.

Siendo esto descrito en la siguiente expresión, como:

$$T_{motor} = k(\theta - \theta_0) \cdot d + m \cdot g \cdot d \cdot \sin(\theta) \quad (6)$$

### Equilibrio de torques en el sistema

El equilibrio de torques es alcanzado, cuando la suma de todos los torques que actúan sobre un cuerpo alrededor de un eje es igual a cero. Esto significa que no hay rotación neta y el sistema permanece en reposo o en movimiento constante. Para un exoesqueleto de muñeca con dos grados de libertad (extensión/flexión y desviación cubital/radial), es esencial que los torques generados por los actuadores (motores) sean suficientes para contrarrestar los torques generados por otros factores, como la resistencia pasiva de los músculos y ligamentos, así como la gravedad.

Para mantener el equilibrio estático, el torque generado por los motores debe contrarrestar los torques debido a la resistencia y a la gravedad se debe cumplir la siguiente expresión:

$$T_{motor} = T_{resistencia} + T_g \quad (7)$$

En donde:

- $T_m$  es el torque debido a la gravedad en función del ángulo.
- $T_{resistencia}$  es el torque generado por la resistencia pasiva de los músculos y ligamentos.
- $T_g$  es el torque debido a la gravedad que actúa sobre el exoesqueleto.

Siendo el torque  $T_g$ , más significativo cuando la muñeca está más lejos de su posición de reposo, ya que los ligamentos y músculos aplican mayor resistencia.

Parámetro	Valor	Unidad
Brazo (OB)	0.143	m
Masa	0.700	kg
Aceleración	9.800	m/s <sup>2</sup>
Aceleración angular	5.000	rad/s <sup>2</sup>
Resistencia pasiva (k)	0.100	N/A

Cuadro 5: Datos físicos del miembro por rehabilitar (análisis estático)

En estudios sobre dispositivos de rehabilitación pasiva, como el MOPAREM [3], se ha observado que la aceleración angular puede ser controlada para evitar sobrecargar la articulación. Siendo un valor inicial aceptable, valores inferiores a los 10 *rad/s*. Es así, como basado en los datos descritos en el Cuadro 5, se obtuvo el valor final de torque mínimo requerido por el actuador por seleccionar. Siendo esto detallado, en el Cuadro 6.

Torque	Valor	Unidad
Torque (gravedad)	0.980	N-m
Torque (resistencia)	1.287	N-m
<b>Torque (motor)</b>	<b>2.268</b>	<b>N-m</b>

Cuadro 6: Torques resultantes involucrados

Así mismo, es importante mencionar que según estudios realizados por *Schabowsky et. al. Scha2010* en 2010, para la rehabilitación pasiva de la muñeca, la velocidad de movimiento de avance debe ser controlada y suave para evitar lesiones, como la distensión de la muñeca. Generalmente, se recomienda una velocidad de movimiento de aproximadamente entre 0 a 25 revoluciones por minuto (RPM). Lo cual, al ser el dispositivo propuesto basado en posiciones, estos se analizan como posición en grados dentro de un plano cartesiano. Siendo la conversión de la velocidad en RPM a  $^{\circ}/s$ , realizado de la siguiente manera:

$$\text{Velocidad de movimiento } (^{\circ}/s) = \text{Velocidad (RPM)} \times 6^{\circ}/s \quad (8)$$

Para lo cual, se definió el siguiente rango de velocidad, considerando como el primer grado de libertad (GDL) al movimiento de: *flexión/extensión* y como segundo, al de: *desviación radial/ulnar*. Siendo el resultado de dicho cálculo, descrito en el Cuadro 7 otro de los requerimientos a cumplir por parte del dispositivo.

Movimiento	Velocidad mínima	Velocidad máxima
<b>Extensión-flexión</b>	1.5 $^{\circ}/s$	5 $^{\circ}/s$
<b>Desviación radial/cubital</b>	1.5 $^{\circ}/s$	5 $^{\circ}/s$

Cuadro 7: Velocidad de movimiento

## Análisis dinámico

El análisis dinámico de un sistema mecánico como un exoesqueleto robótico de muñeca con dos grados de libertad (*extensión/flexión* y *desviación cubital/radial*) implicó el estudio del comportamiento del sistema en movimiento, considerando las fuerzas que actúan sobre él y la manera en que estas fuerzas generan aceleraciones y movimientos a lo largo del tiempo. En este análisis, se incluyen no solo los torques estáticos (equilibrio), sino también la inercia, las aceleraciones angulares, y las fuerzas externas que pueden cambiar con el tiempo.

Este se basa en la *Segunda Ley de Newton* y el principio de torque aplicados directamente sobre cada componente rotacional del sistema. Esto, ya que los grados de libertad no están acoplados entre sí. Es decir, los movimientos descritos como dos grados de libertad, pueden

realizarse de manera independiente sin afectar la trayectoria o dirección de movimiento del otro, y viceversa. Lo cual se define como un sistema de movimiento "desacoplado".

Con base en esta comprensión, se aborda el análisis con los siguientes enfoques:

- Cada articulación puede ser modelada y controlada de manera independiente, sin tener que considerar las fuerzas o torques del otro eje. Por ende, se puede tratar independientemente en los cálculos.
- El torque o la fuerza aplicada, para mover en una dirección (por ejemplo, extensión/flexión) no afecta directamente el movimiento en la otra dirección (desviación ulnar/radial).

Por otro lado, si el sistema utiliza los mismos mecanismos de transmisión de movimiento y potencia, alterando la integridad física entre sí, para poder realizar ambos movimientos por separado. El sistema estaría acoplado sí. Lo cual, puede describirse en los siguientes casos:

- Hay una relación física entre los ejes, como una estructura rígida que conecte las dos articulaciones de modo que el movimiento en un eje influya en el otro.
- Un movimiento de extensión/flexión produce fuerzas o tensiones que influyen en la desviación cubital/radial.

## Dinámica del movimiento rotacional

Analizando el movimiento de un cuerpo rígido en torno a un eje, como la muñeca en este caso, se describe por las ecuaciones del movimiento rotacional, basadas en la *Segunda Ley de Newton* para rotación:

$$\sum T = I \cdot \alpha \quad (9)$$

En donde:

- $\sum T$  es la suma de los torques que actúan sobre el cuerpo.
- $I$  es el momento de inercia del sistema con respecto al eje de rotación.
- $\alpha$  es la aceleración angular del sistema.

## Fuerzas dinámicas en el sistema

En un exoesqueleto robótico con dos grados de libertad, se deben considerar varios torques dinámicos que afectan el movimiento:

## Fuerzas dinámicas en el sistema

El primer torque a considerar es el torque necesario para acelerar las masas del exoesqueleto y de la mano o antebrazo que se están desplazando. Este torque depende de la aceleración angular  $\alpha$  y del momento de inercia  $I$  del sistema. El momento de inercia se calcula en función de la masa y la distribución de la masa respecto al eje de rotación:

$$T_{\text{inercia}} = I \cdot \alpha \quad (10)$$

En donde:

- $T_{\text{inercia}}$  es el torque debido a la inercia.
- $I$  es el momento de inercia del sistema.
- $\alpha$  es la aceleración angular del sistema.

Siendo el momento de inercia involucrado en el sistema:

$$I = \sum m_i \cdot r_i^2 \quad (11)$$

En donde:

- $m_i$  es la masa de cada componente del sistema (por ejemplo, las partes del exoesqueleto y el brazo).
- $r_i$  es la distancia desde el eje de rotación hasta el centro de masa de cada componente.

Ahora bien, conocer el momento de inercia, es importante para determinar cuánta resistencia ofrece el sistema al cambio de su estado de rotación. Con el análisis dinámico, siendo esto primordial para determinar cuánta energía se necesita para mover la muñeca. es decir, a mayor momento de inercia, mayor potencia se requerirá por parte de los motores, para mover el sistema de manera efectiva.

## Torque debido a la fricción

Analizando el sistema, desde un punto de vista dinámico, en la comprensión del movimiento del dispositivo, existen fuerzas de fricción en los ejes de rotación del exoesqueleto. Este torque de fricción se puede modelar como proporcional a la velocidad angular

$$T_{\text{fricción}} = b \cdot \omega \quad (12)$$

En donde,  $b$  es un coeficiente que depende del tipo de fricción presente en las articulaciones o en los componentes del exoesqueleto. El coeficiente de fricción del ácido poliláctico

(PLA) puede variar dependiendo de factores externos a las variables de estudio del presente trabajo de graduación, siendo ejemplo de estos: superficie de contacto y condiciones ambientales. Sin embargo, en términos generales y con fines académicos, se consideró el coeficiente de fricción estático del PLA en el rango de 0.3 a 0.4.

Al combinar todos torques mencionados, la ecuación dinámica completa para el movimiento del exoesqueleto se puede expresar como:

$$I \cdot \alpha = T_{\text{motor}} - (k(\theta - \theta_0) \cdot d + b \cdot \omega + m \cdot g \cdot d \cdot \sin(\theta)) \quad (13)$$

En donde:

- $I \cdot \alpha$  es el torque necesario para generar la aceleración angular.
- $T_{\text{motor}}$  es el torque que genera el motor del exoesqueleto.
- $k(\theta - \theta_0) \cdot d$  es el torque debido a la resistencia pasiva.
- $b \cdot \omega$  es el torque de fricción que depende de la velocidad angular.
- $m \cdot g \cdot d \cdot \sin(\theta)$  es el torque debido a la gravedad.

Para resolver esta ecuación y describir el movimiento del sistema, es necesario determinar cómo varían el ángulo  $\theta$ , la velocidad angular  $\omega$  y la aceleración angular  $\alpha$  a lo largo del tiempo. Esto, se puede realizar, mediante la aplicación del *modelo típico de torque* para un sistema rotacional, considerando los torques involucrados: fricción, momento de inercia, resistencia pasiva, y el torque ejercido por el motor. Se planteó este método, ya que la ecuación puede ser no lineal debido al término  $\sin(\theta)$  que aparece en el torque gravitacional.

Con este propósito, se puede usar el *Modelo Típico de Torque* para un sistema rotacional, considerando los torques involucrados: fricción, momento de inercia, resistencia pasiva, y el torque ejercido por el motor. De lo cual, resulta la ecuación general que describe al sistema, de la siguiente forma:

$$\tau_{\text{total}} = I\alpha + b\omega + k\theta + \tau_{\text{gravedad}} \quad (14)$$

En donde:

- $\tau_{\text{total}}$  es el torque total ejercido por el motor.
- $I$  es el momento de inercia del brazo.
- $\alpha$  es la aceleración angular.
- $b$  es el coeficiente de fricción.
- $\omega$  es la velocidad angular.

- $k$  es la resistencia pasiva (constante).
- $\theta$  es el ángulo de desviación (flexión/extensión).
- $\tau_{\text{gravedad}}$  es el torque debido a la gravedad, que se puede calcular como  $\tau_{\text{gravedad}} = m \cdot g \cdot OB$ .

Ahora, en cuanto a los efectos de estas magnitudes físicas sobre el dispositivo, es importante resaltar lo siguiente: El término  $I \times \alpha$  representa la resistencia del sistema a los cambios en la velocidad angular. Es decir, que cuando el momento de inercia del exoesqueleto y la mano/antebrazo incrementa, mayor será el torque a requerir por el actuador seleccionado, para generar aceleración angular suficiente, para poder vencer el estado estático de movimiento. Esto implica que, en un movimiento rápido, el motor deberá satisfacer la demanda de torque no solo para vencer la resistencia pasiva y la gravedad, sino también para acelerar la masa del sistema y así realizar los PROM (Passive Range Of Motion) descritos con anterioridad.

En cuanto a los resultados obtenidos, basado en los datos dispuestos en la Sección [7.1.1](#), que se describen en el Cuadro [8](#), se realizó el cálculo de las fuerzas involucradas en el análisis dinámico y por ende, cualquier tipo de requerimiento adicional de torque, por parte de los actuadores a seleccionar. Esto, considerando que el motor debe lidiar no solo con la gravedad y la resistencia, sino también con la aceleración del brazo y las fricciones del sistema, lo que incrementa su carga de trabajo. A diferencia del análisis estático, en el cual se analiza al motor, desde la perspectiva, en solo necesita superar las fuerzas gravitacionales y resistivas del sistema.

Datos físicos	Valor	Unidades
Brazo (OB)	0.143	m
Masa (m)	0.700	kg
Aceleración (g)	9.800	m/s <sup>2</sup>
Aceleración angular	5.000	rad/s <sup>2</sup>
Resistencia pasiva (k)	0.100	N/A
Coefficiente de fricción (b) del PLA	0.350	N/A
Velocidad angular ( $\omega$ )	5.000	/s
Momento de inercia (I)	0.014	kg·m <sup>2</sup>

Cuadro 8: Datos físicos del miembro por rehabilitar en análisis dinámico.

Siendo de dicho análisis, los resultados descritos a continuación:

Datos físicos	Valor	Unidades
Torque (fricción)	1.75	N-m
Torque (inercia)	0.07	N-m
Torque (resistencia pasiva)	1.05	N-m
Torque (gravedad)	0.98	N-m
Torque (motor)	2.81	N-m

Cuadro 9: Torques resultantes involucrados en el análisis.

La diferencia entre los resultados obtenidos en el análisis estático y dinámico radica en los efectos adicionales que se consideran en el análisis dinámico, los cuales no están presentes en el análisis estático. A continuación, se detalla la comparación:

Torque de motor	Valor
Análisis estático	2.267 N-m
Análisis dinámico	2.813 N-m
$\Delta\tau$	0.545 N-m

Cuadro 10: Comparación numérica de resultados

La diferencia descrita en el Cuadro 10 sobre el torque, representa la fuerza adicional que debe aplicar el motor debido a la aceleración del brazo y a las fuerzas de fricción en el mecanismo. Esto implica que, durante movimientos dinámicos (como los de la variación de aceleración durante los ejercicios de rehabilitación descritos anteriormente), el motor debe ser capaz de suministrar más torque que en una situación estática. Siendo este resultado crucial para dimensionar correctamente los actuadores para el dispositivo, ya que este debe ser capaz de manejar estas fuerzas adicionales durante la realización de las rutinas de rehabilitación. Por lo cual, se consideró como límite inferior de torque requerido por el motor a seleccionar en los capítulos siguientes, el obtenido en el análisis dinámico, para contar con un margen de funcionamiento útil.

### 7.1.2. Selección de actuadores

Dados los resultados del análisis dinámico, como *Momento de Inercia* para la determinación de torque mínimo a obtener por parte de los motores, *Torque debido a la resistencia pasiva* y *Torque debido a la gravedad* para realizar el cálculo de la fuerza que el motor debe generar para mover el exoesqueleto hacia arriba o sostenerlo en una posición sin que la mano caiga por el mismo efecto de la fuerza gravitacional, se realizó un análisis cualitativo correspondiente para la selección de los actuadores a implementar como parte del diseño del dispositivo de rehabilitación. Siendo estas herramientas, matrices de evaluación de dos tipos: "*Matriz de Comparación de Alternativas*" y *Matriz de Decisión Ponderada*. Las cuales fueron aplicadas a los modelos descritos en el Cuadro 11, cuyas características principales superaban a los valores mínimos de torque requeridos por los análisis mencionados.

Servo Motor	Motor DC (Encoder Necesario)	Motor Stepper
MG 996R (180°)	100 RPM 12VDC (600:1)	Nema 17 Pancake
MG995 (360°)	60RPM 12V (1000:1)	
TD-8160MG (180°)		
TD-8120MG (180°)		
TD-8160MG (270°)		
MG996R		
Smraza 45KG Coreless		
Miuzei 20KG (DS3218)		

Cuadro 11: Alternativas de actuadores

## Matriz de comparación de alternativas (MCA)

Una *Matriz de Comparación de Alternativas*, es una herramienta que permite evaluar y comparar diferentes opciones o alternativas de manera sistemática [19]. Siendo una de las principales características en la elección de este método de evaluación, la facilidad de evaluación de las ventajas y desventajas de cada alternativa, siendo los criterios de calificación, subjetivos y específicos. Con este enfoque, se aplicó dicho análisis a tres tipos de motores disponibles en el mercado, para poder determinar el mecanismo de transmisión de movimiento, siendo estos: Motores DC, Servo Motores, Motores Stepper. Para esto, se consideraron como requerimiento, de evaluación, los siguientes datos:

- Par de bloqueo (N·m)
- Voltaje de alimentación (V)
- Corriente de parada (mA)
- Velocidad de operación (°/s)
- Grados de funcionamiento
- Dimensiones
- Peso
- Costo
- Compatibilidad con accesorios (facilidad de acople, etc.)
- Disponibilidad (proveedores a nivel nacional, etc.)

Siendo estos criterios seleccionados, en base al análisis dinámico realizado en la sección anterior y obtenidos de la siguiente forma:

### Voltaje mínimo de alimentación de motor

Como se describió antes, el torque depende del momento de inercia del sistema y de la aceleración angular, por lo tanto cumplen con la siguiente relación:

$$T_{\text{req}} = I \cdot \alpha + T_{\text{fricción}} \quad (15)$$

En donde:

- $T_{\text{req}}$  es el torque requerido por el motor.
- $I$  es el momento de inercia del sistema.
- $\alpha$  es la aceleración angular deseada.

- $T_{\text{fricción}}$  es el torque debido a la fricción o resistencia pasiva.

Ahora bien, los motores eléctricos tienen una relación directa entre el torque generado y la corriente consumida. Esta relación está dada por la constante de torque del motor  $K_T$ , que tiene unidades de  $Nm/A$ :

$$T_{\text{motor}} = K_T \cdot I \quad (16)$$

Despejando para la corriente  $I$ :

$$I = \frac{T_{\text{req}}}{K_T} \quad (17)$$

En donde:

- $T_{\text{motor}}$  es el torque que genera el motor.
- $I$  es la corriente que el motor necesita consumir para generar ese torque.
- $K_T$  es la constante de torque del motor.

La corriente que consume el motor se relaciona con el voltaje a través de la ley de Ohm y la ecuación de voltaje de un motor de corriente continua (DC), esto permitió conocer el voltaje de alimentación mínimo para poder alcanzar la velocidad angular determinada en el capítulo anterior:

$$V = I \cdot R + K_E \cdot \omega \quad (18)$$

En donde:

- $V$  es el voltaje aplicado al motor.
- $I$  es la corriente consumida.
- $R$  es la resistencia interna del motor.
- $K_E$  es la constante de velocidad del motor (en  $V \cdot s/\text{rad}$ ), que relaciona la velocidad angular.
- $\omega$  es la velocidad angular del motor.

Siendo resultado de los requerimientos de torque, obtenidos a través del análisis dinámico y cálculos de alimentación, que se calcularon los requerimientos físicos por parte de los actuadores, para alcanzar dicho torque de entrega. Esto, se realizó mediante las expresiones [16](#), [17](#) y [18](#). Siendo los resultados de alimentación: *voltaje mínimo* y *corriente mínima*, descritos en el Cuadro [15](#). Los cuales fueron obtenidos, mediante los datos del Cuadro [13](#).

Cuadro 12: Alternativas de actuadores

Característica	Valor	Unidad
Torque motor ( $T_{\text{motor}}$ )	2.81	N-m
Constante de torque ( $K_T$ )	0.5	Nm/A
Resistencia interna ( $R$ )	60.00	Ohms
Voltaje nominal ( $V_0$ )	12	V
Velocidad nominal ( $V_0$ )	130	RPM
Constante de velocidad ( $K_v$ )	0.88	V.s/rad
Velocidad angular ( $\omega$ )	5	rad/s

Cuadro 13: Alternativas de actuadores

Cuadro 14: Alternativas de actuadores

Característica	Valor	Unidad
Corriente de funcionamiento ( $I$ )	0.2	A
Voltaje mínimo ( $V$ )	10	V

Cuadro 15: Alternativas de actuadores

Los resultados en mención, permitieron seleccionar de entre un amplio rango de motores, aquellos cuyas características físicas, cumplieran con los requisitos de la Lista [7.1.2](#). Estos se describen en el Cuadro [11](#). Esto, para determinar cual de los tres tipos de motor, era el más eficiente y aplicar así una segunda herramienta de evaluación, como lo es la *Matriz de Decisión Ponderada*.

### Matriz de decisión ponderada (MDP)

Para determinar el motor más adecuado para el exoesqueleto robótico destinado a la rehabilitación pasiva de la muñeca, se empleó una Matriz de Decisión Ponderada (MDP). Esta metodología permitió una evaluación comparativa de diferentes motores basándose en criterios clave para el desempeño y la viabilidad del proyecto.

Los criterios utilizados para evaluar los motores fueron los siguientes:

- Par de bloqueo
- Voltaje de alimentación (V)
- Tamaño
- Costo
- Compatibilidad
- Disponibilidad

<b>Puntaje</b>	<b>Calificación</b>	<b>Definición</b>
5	Excelente	El motor cumple excepcionalmente bien con el criterio en cuestión. En comparación con otras opciones, el rendimiento de este motor es sobresaliente y supera significativamente las expectativas.
4	Bueno	El motor cumple bien con el criterio en cuestión. Aunque puede haber algunas áreas de mejora, en general, el rendimiento del motor es sólido y satisface adecuadamente los requisitos.
3	Aceptable	El motor cumple con los requisitos mínimos del criterio en cuestión, pero hay margen para mejorar. Aunque puede no ser el mejor en su clase, el motor aún cumple con los estándares básicos esperados.
2	Regular	El motor tiene deficiencias significativas en relación con el criterio en cuestión. Hay áreas importantes que necesitan mejoras para que el motor sea considerado competitivo o adecuado para la aplicación específica.
1	Deficiente	El motor no cumple con los requisitos mínimos del criterio en cuestión. El rendimiento del motor es muy por debajo de las expectativas y no es adecuado para su uso en la aplicación dada.

Cuadro 16: Alternativas de actuadores

La ponderación asignada a cada criterio se basó en su impacto relativo en el desempeño del motor en el exoesqueleto robótico, esto al seleccionar el mejor modelo para cada uno de los tipos de motor descritos con anterioridad. Siendo estos:

<b>Tipo de Motor</b>	<b>Descripción</b>
Servo Motor	Motor A: Smraza 45KG Coreless Servo Motor
Motor DC	Motor B: Motorreductor 80RPM 12V (1000:1)
Motor Stepper	Motor C: Nema 17 Pancake Stepper Motor

Cuadro 17: Modelos de actuadores seleccionados

A continuación, se presenta la evaluación de cada motor en función de los criterios establecidos:

<b>Criterio</b>	<b>Ponderación</b>	<b>Motor A</b>	<b>Motor B</b>	<b>Motor C</b>
Par de bloqueo	20 %	4	5	3
Voltaje de alimentación (V)	15 %	3	4	5
Velocidad de operación	15 %	5	4	3
Tamaño	10 %	4	5	3
Costo	15 %	3	4	2
Compatibilidad	10 %	4	3	5
Disponibilidad	15 %	5	4	3

Cuadro 18: Modelos de actuadores seleccionados

Siendo los resultados de dicha evaluación descritos a continuación: El puntaje total para cada motor se calculó utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{Puntaje Total} = \sum (\text{Calificación del criterio} \times \text{Ponderación del Criterio}) \quad (19)$$

En donde:

- Calificación del criterio es la puntuación que cada motor obtiene en cada criterio.
- Ponderación del criterio es el peso relativo de cada criterio en el cálculo del puntaje total.

De lo cual, se aplicaron los porcentajes de calificación de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \text{Motor A: } & (4 \times 0.20) + (3 \times 0.15) + (5 \times 0.15) + (4 \times 0.10) + (3 \times 0.15) + (4 \times 0.10) + (5 \times 0.15) \\ & = 0.80 + 0.45 + 0.75 + 0.40 + 0.45 + 0.40 + 0.75 = 3.60 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Motor B: } & (5 \times 0.20) + (4 \times 0.15) + (4 \times 0.15) + (5 \times 0.10) + (4 \times 0.15) + (3 \times 0.10) + (4 \times 0.15) \\ & = 1.00 + 0.60 + 0.60 + 0.50 + 0.60 + 0.30 + 0.60 = 4.20 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Motor C: } & (3 \times 0.20) + (5 \times 0.15) + (3 \times 0.15) + (3 \times 0.10) + (2 \times 0.15) + (5 \times 0.10) + (3 \times 0.15) \\ & = 0.60 + 0.75 + 0.45 + 0.30 + 0.30 + 0.50 + 0.45 = 3.85 \end{aligned}$$

Uno de los criterios más importantes en la selección del motor para el exoesqueleto robótico es el par de bloqueo (torque). El par de bloqueo es fundamental porque determina

la fuerza con la que el motor puede resistir o mantener una carga, especialmente relevante en aplicaciones de rehabilitación donde se requiere un movimiento controlado y preciso de la muñeca bajo diferentes condiciones de resistencia.

El Motor DC superó a los demás porque su mayor torque no solo le permite mover con eficacia las partes del exoesqueleto bajo condiciones de carga, sino que también asegura que pueda resistir fuerzas contrarias que puedan surgir durante el uso del dispositivo. Esto es especialmente importante en la rehabilitación pasiva, donde se requiere que el dispositivo realice movimientos repetitivos y controlados para fortalecer los músculos y tendones de la muñeca sin riesgo de fallo.

El alto torque también mejora la seguridad del dispositivo, ya que minimiza el riesgo de que el motor se sobrecargue o detenga su funcionamiento al enfrentar resistencias inesperadas. Este aspecto es clave en un contexto de rehabilitación, donde el rendimiento constante del motor puede influir directamente en la eficacia del tratamiento.

Por el contrario, el Motor A obtuvo una calificación de 4, indicando que, si bien ofrece un buen torque, no alcanza el nivel de rendimiento del Motor B. El Motor C, con una calificación de 3, presentó un torque aceptable pero inferior, lo que lo hizo menos adecuado para las exigencias del exoesqueleto en términos de manejo de cargas durante la rehabilitación.

Sin embargo, dadas las limitantes del presupuesto destinado a la compra de componentes para los diversos proyectos a realizarse en simultáneo, con el presente trabajo de graduación, se realizó el análisis de las características mecánicas, de un listado de motores del tipo descrito con anterioridad, propios de la institución. Esto, para determinar las modificaciones físicas a implementar para poder mejorar de manera significativa las propiedades de: Torque (N-m), considerando factores como: tamaño (mm), peso (kg) y velocidad (RPM). Esto, mediante la consideración de mecanismos amplificadores de potencia y/o velocidad, según fuera en caso.

Siendo el análisis realizado, considerando los requerimientos base establecidos con el análisis dinámico como se muestra en el Cuadro 19:

Cuadro 19: Requerimientos mínimos para motor DC

Requerimiento	Valor
Torque	10 kg·cm
Velocidad	50 RPM

Cuadro 20: Análisis de motor DC

Especificaciones	Valor
Voltaje nominal	12 V
Velocidad nominal	150 RPM
Corriente nominal	200 mA
Corriente de estancamiento	5.5 A
Torque/par de bloqueo	27 kg·cm

Figura 25: Motor *Pololu* con caja reductora de engranajes metálicos 70:1  
Fuente: Diseño propio 25

## 7.2. Componentes eléctricos

### 7.2.1. Alimentación eléctrica

El análisis dinámico permitió determinar el torque que debe generar el motor, así como las velocidades y aceleraciones angulares del sistema. Con esta información, es posible calcular la potencia requerida:

$$P_{total} = T_{motor} \cdot \omega \quad (20)$$

En donde:

- $P_{total}$  es la potencia total consumida.
- $T_{motor}$  es el torque necesario.
- $\omega$  es la velocidad angular  $\omega$ .

Con base en esta relación, fue posible realizar el cálculo de consumo energético para los actuadores seleccionados, considerando los datos como: duración de sesiones de rehabilitación, propuesta de baterías según nivel de accesibilidad y practicidad para el usuario, etc. Esto, se detalla a continuación:

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Corriente nominal	0.2 A
Resistencia de fase	1.50 $\Omega$
Inductancia	1.1 mH

Cuadro 21: Datos del Motor

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidad</b>
Tiempo promedio de sesión	0.5	hrs
Suministro de voltaje (requerido)	12	V

Cuadro 22: Datos de la sesión de uso

Fue con base en los valores mencionados en el Cuadro 21 y 22, que se consideró como método de alimentación inicial a baterías AA, para su consecuente análisis al ser estas de las más accesibles en el mercado para potenciales clientes/usuarios del dispositivo, al ser empleados dos motores como los descritos en el Cuadro 20.

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Corriente de fase	8 A
Potencia de fase	96 W
Fases totales	192 W

Cuadro 23: Consumo energético total

Siendo la energía total necesaria para alimentar a cada uno de los actuadores:

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Energía (E)	144 Wh

Cuadro 24: Energía total de alimentación necesaria por sesión de uso

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Número de baterías requeridas en serie para 12V por 45 min	12 baterías AA
Energía por grupo	24 grupos de baterías
Total de grupos por motor	6 baterías AA

Cuadro 25: Resultado de método de alimentación por baterías AA

La evaluación demostró que alimentar el motor con baterías AA no era un método viable ni asequible a largo plazo. La energía total requerida (144 Wh) superó la capacidad total suministrada por las baterías AA disponibles, y el alto consumo de energía del motor implica que la configuración con baterías AA no proporciona una solución eficiente ni sostenible. Por lo cual, se optó por la alimentación del sistema a través del acople de un transformador de voltaje de Fuente AC-DC de 110V - 220V a 12V y 2A. Esta conexión permite que los dos motores encargados de realizar los movimientos para cada uno de los dos grados de libertad descritos.



Figura 26: Fuente de utilizada para alimentación de actuadores.

25

### 7.3. Microcontrolador para actuadores

Al plantear el diseño de un dispositivo robótico, se buscó controlar los actuadores seleccionados de corriente continua (DC) mediante la generación de una señal sinusoidal que regulara tanto la dirección como la potencia del motor.

Para esto, fue seleccionado un *Arduino Nano*, como microcontrolador encargado para el control de estos motores, siendo ambos de modelo *Pololu #2825*, utilizando un módulo puente H (L298N) para permitir el cambio de dirección, resultó ser una opción viable por diversas razones:

- *Tamaño Compacto y Ligero:* El Arduino Nano fue seleccionado debido a su tamaño compacto y ligero, lo que lo hacía ideal para proyectos con restricciones de espacio. Su pequeño formato permitió una fácil integración en el sistema sin agregar volumen innecesario.
- *Suficientes pines digitales:* El Arduino Nano cuenta con suficientes pines digitales, 14 en total, de los cuales 6 podían utilizarse como salidas PWM. Esto resultó clave para el control de los motores *Pololu #2825* a través de un puente H, ya que se requerían varios pines para manejar la dirección y velocidad de los motores de manera eficiente.
- *Capacidad PWM (modulación por ancho de pulso):* La capacidad de proporcionar salidas PWM fue fundamental, ya que permitió ajustar la velocidad de los motores de

manera eficiente sin pérdidas significativas. Esta característica fue aprovechada para optimizar el funcionamiento del puente H y el control preciso de los motores.

- *Facilidad para implementar el control bidireccional:* El uso del puente H facilitó el control del sentido de rotación de los motores al cambiar la polaridad de la corriente. El Arduino Nano envió señales de control al puente H, lo que permitió el cambio de dirección de los motores Pololu de manera precisa y eficiente.
- *Compatibilidad con el entorno de programación:* El Arduino Nano fue elegido también por su compatibilidad con el entorno de desarrollo Arduino IDE, que ofreció una amplia gama de librerías y facilitó la programación. Esto simplificó la implementación del control de los motores Pololu mediante el puente H.

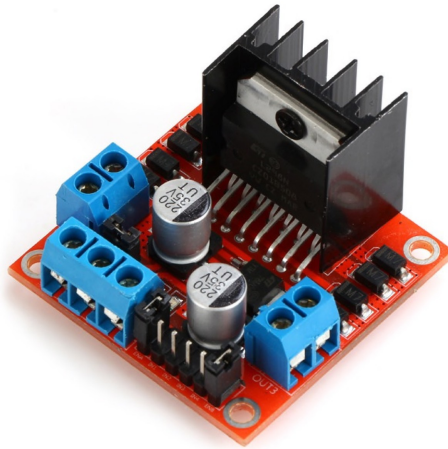


Figura 27: Módulo puente H.

25

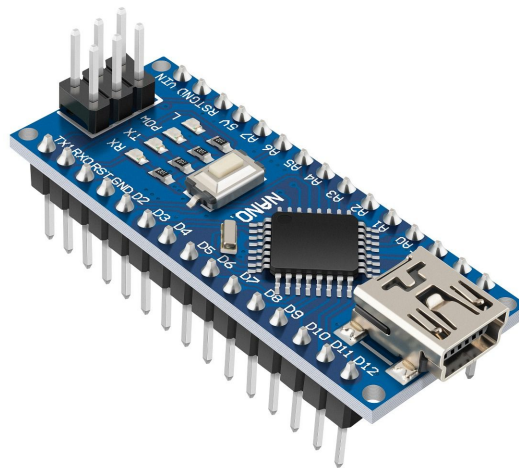


Figura 28: Microcontrolador Arduino NANO.

25

---

Diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de lesión del brazo del tenista y golfista

---

## 8.1. Selección de rangos de movimiento

### 8.1.1. Desviación radial/cubital

#### Desviación radial

Se definió un rango de movimiento de  $0^\circ$  a  $20^\circ$  para la desviación radial. Esta amplitud permite a la muñeca moverse hacia el lado del pulgar, facilitando ejercicios que ayudan a recuperar la movilidad y fuerza en esta dirección. La elección de este rango se basó en la necesidad de proporcionar una rehabilitación que abarque el movimiento funcional habitual [19], evitando al mismo tiempo una sobrecarga en la articulación que podría causar incomodidad o lesión adicional (distensión de la muñeca).

#### Desviación cubital

Para la desviación cubital, se estableció un rango de  $0^\circ$  a  $30^\circ$ . Este rango permite la movilidad hacia el lado del meñique, proporcionando un grado adicional de libertad que es crucial para realizar movimientos más amplios y naturales durante la rehabilitación. La amplitud seleccionada está diseñada para simular los movimientos cotidianos de la muñeca, ayudando a los usuarios a recuperar la funcionalidad completa y el control en esta dirección [19].

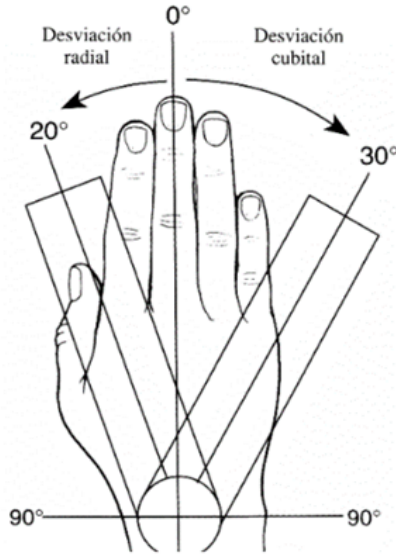


Figura 29: Rangos de movimiento para *desviación radial/cubital*.

19

### 8.1.2. Extensión y flexión

#### Flexión

Se definió un rango de movimiento de 0° a 50° para la flexión de la muñeca. Este rango permite que la muñeca se mueva hacia adelante, proporcionando una amplitud suficiente para realizar ejercicios de estiramiento y fortalecimiento que simulan los movimientos naturales que se efectúan durante actividades cotidianas. La amplitud seleccionada está diseñada para cubrir un rango funcional que permite recuperar la movilidad y la fuerza en la dirección de la flexión, asegurando que los ejercicios sean efectivos en la rehabilitación de la muñeca.

#### Extensión

Para la extensión de la muñeca, se estableció un rango de 0° a 10-25°. Este rango permite que la muñeca se mueva hacia atrás, facilitando la realización de movimientos que implican estirar la muñeca en la dirección opuesta a la flexión. La amplitud de extensión es menor en comparación con la flexión, ya que los movimientos de extensión suelen ser menos amplios y requieren menos rango para realizar ejercicios efectivos. La variabilidad en el rango de extensión (10-25°) se debe a las diferencias individuales en la movilidad y la rehabilitación personalizada, permitiendo ajustes según las necesidades específicas del usuario.

Ahora bien, para ambos movimientos pertenecientes al mismo grado de libertad, la selección de estos rangos de movimiento se fundamentó en varios factores clave:

- *Rehabilitación funcional*: Los rangos definidos están orientados a cubrir los movimientos más comunes y funcionales que realiza la muñeca durante actividades diarias. Al

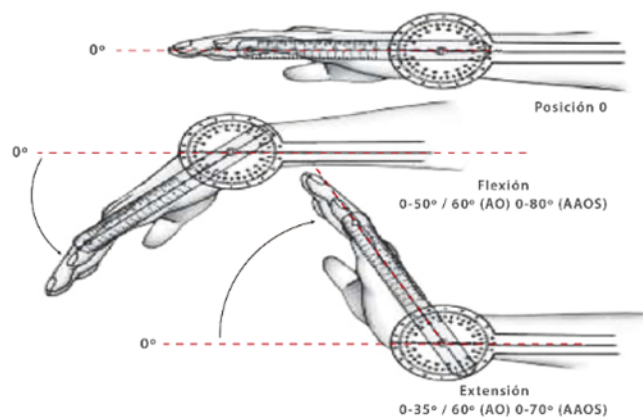


Figura 30: Rangos de movimiento para *flexión/extensión*.

19

proporcionar esta amplitud de movimiento, se facilita la recuperación de una funcionalidad similar a la que se espera en condiciones normales.

- *Seguridad y comodidad*: Se evitó establecer rangos excesivos que podrían poner en riesgo la integridad de la articulación del usuario o causar molestias durante el uso del exoesqueleto. El rango de movimiento se ajustó para asegurar que la rehabilitación sea efectiva sin comprometer la seguridad del paciente.
- *Adaptación al exoesqueleto*: El diseño del exoesqueleto se ajustó para permitir estos rangos de movimiento de manera precisa y controlada, garantizando que el dispositivo pueda realizar los movimientos necesarios sin interferir con la comodidad o el ajuste del exoesqueleto.

## 8.2. Requerimientos de diseño

Con el propósito de replicar mecánicamente, el funcionamiento anatómico de la articulación de la muñeca, tal como fueron descritas en la Sección [6.2.3](#), las juntas sinoviales son estructuras anatómicas que permiten un rango amplio de movimientos y flexibilidad, características que son esenciales para la articulación de la muñeca. Este tipo de articulación se encuentra en la muñeca humana y es crucial para realizar movimientos complejos y precisos, como la rotación y la flexión/extensión de la mano. Para replicar de manera efectiva estas características en un modelo mecánico, se optó por engranajes de gusano y corona debido a su capacidad para transmitir movimiento con alta precisión y a sus propiedades mecánicas que imitan el comportamiento de las juntas sinoviales.

Al igual que para selección de los actuadores a utilizar como parte del diseño del dispositivo de rehabilitación, se aplicó la misma herramienta de evaluación, para la determinación de mecanismos viables de transmisión de potencia, considerando los movimientos a realizar para los grados de libertad descritos. Siendo los requerimientos de diseño mecánico, descritos en la Lista [8.2.1](#) para los tipos de transmisión de potencia, que se describen en [8.2.1](#):

### 8.2.1. Selección de juntas mecánicas/mecanismos

#### Matriz de comparación de alternativas (MCA)

##### Criterios de evaluación para MCA

- Ventajas de implementación
- Desventajas de implementación
- Facilidad de fabricación digital
- Resistencia
- Durabilidad
- Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad

##### Tipos de engranaje para transmisión de potencia

- Engranaje recto
- Engranaje helicoidal
- Engranaje de gusano y corona
- Engranaje cónico
- Engranaje planetario

A continuación, se describe brevemente el análisis realizado en dicha matriz, para cada tipo de engranaje mencionado:

##### Evaluación con MCA

###### Engranaje Recto

- **Ventajas de implementación:** Simple, eficiente y económico para transmisiones directas.
- **Desventajas de implementación:** Genera ruido y vibraciones; no es ideal para cambios de dirección.
- **Facilidad de fabricación digital:** Alta; fácil de modelar y fabricar con impresoras 3D o CNC.
- **Resistencia:** Media; adecuada para cargas moderadas.
- **Durabilidad:** Media; suficiente para cargas no extremas.
- **Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad:** Adecuado para aplicaciones donde el costo y el espacio son limitaciones importantes.

## Engranaje helicoidal

- **Ventajas de implementación:** Operación más suave y silenciosa; mejor capacidad de carga.
- **Desventajas de implementación:** Más costoso y complejo de fabricar.
- **Facilidad de fabricación digital:** Media; diseño más complicado que los engranajes rectos.
- **Resistencia:** Alta; mejor distribución de cargas.
- **Durabilidad:** Alta; adecuado para cargas elevadas.
- **Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad:** Ideal para aplicaciones que requieren operación silenciosa y alta capacidad de carga.

## Engranaje de gusano y corona

- **Ventajas de implementación:** Excelente para aumentar el torque, cambio de dirección y reducción de velocidad.
- **Desventajas de implementación:** Excelente, Se debe acudir a técnicas de diseño/fabricación 3D pertinentes para reducir el impacto de fuerzas radiales, tangenciales y axiales.
- **Facilidad de fabricación digital:** Media a alta; diseño más complejo.
- **Resistencia:** Media a alta; depende del diseño y materiales utilizados. Se debe implementar algún tipo de lubricante que reduzca la fricción y posible desgaste por ese tipo de fuerza.
- **Durabilidad:** Media a alta; puede requerir mantenimiento y lubricación.
- **Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad:** Bueno para aplicaciones que necesitan alta reducción de velocidad y cambio de dirección.

## Engranaje cónico

- **Ventajas de implementación:** Permite transmisión entre ejes en ángulo; diseño compacto.
- **Desventajas de implementación:** Fabricación más compleja y costosa; requiere precisión en montaje.
- **Facilidad de fabricación digital:** Media; requiere precisión en el modelado.
- **Resistencia:** Alta; adecuado para cargas significativas.
- **Durabilidad:** Alta; ideal para cambios de dirección y alta carga.
- **Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad:** Adecuado para transmisiones donde se requiere un cambio en el ángulo de rotación.

## Engranaje planetario

- **Ventajas de implementación:** Alta capacidad de carga y eficiencia; diseño compacto y equilibrado.
- **Desventajas de implementación:** Diseño y fabricación complejos; costo más alto.
- **Facilidad de fabricación digital:** Baja; diseño y ensamblaje complejos.
- **Resistencia:** Alta; ideal para aplicaciones con alta demanda de torque.
- **Durabilidad:** Alta; adecuado para uso intensivo.
- **Consideraciones para requerimientos de torque y velocidad:** Ideal para aplicaciones que requieren alta capacidad de carga en un diseño compacto y eficiente.

Los engranajes de gusano y corona fueron seleccionados por su capacidad para proporcionar una reducción de velocidad significativa y un alto torque de salida, lo cual es fundamental para simular la resistencia y el control de la muñeca. El engranaje de gusano permite una reducción de la velocidad de rotación, mientras que el engranaje de corona facilita el movimiento en el plano perpendicular, imitando así los movimientos rotacionales y angulares de la muñeca. Esta combinación permite una simulación más precisa del rango de movimientos y de la mecánica de la articulación sinovial.

Así pues, la elección de estos engranajes se justificó por su capacidad para soportar cargas y transmitir fuerzas con un grado elevado de estabilidad y precisión. Las características de los engranajes de gusano y corona aseguran que el modelo mecánico pueda replicar fielmente los movimientos y resistencias que se presentan en la articulación de la muñeca, contribuyendo así a la efectividad del dispositivo en la rehabilitación pasiva de la muñeca.

## Matriz de decisión ponderada (MDP)

Con base en estos resultados, que se aplicó la segunda herramienta de evaluación, pero en este caso para considerar aspectos de diseño para el sistema de transmisión seleccionado a través de la MCA, siendo este el de engranaje de gusano y corona. Para lo cual, se tenían dos alternativas: diseño basado en número de hilos del engranaje de gusano o en base a número de dientes en engranaje de corona.

Siendo estos criterios evaluados de la siguiente forma:

## Criterios y ponderación

- **Control sobre la relación de transmisión (CR):** 30 %
- **Control sobre el tamaño físico (CT):** 20 %
- **Simplicidad del diseño (SD):** 15 %
- **Durabilidad y resistencia (DR):** 20 %

- **Flexibilidad en el diseño (FD): 15 %**

Para lo cual, se asignaron las puntuaciones correspondientes para cada criterio:

### Puntuaciones y evaluación

Criterio	Dientes de la corona	Hilos del gusano
Control sobre la relación de transmisión (CR)	4	5
Control sobre el tamaño físico (CT)	3	4
Simplicidad del diseño (SD)	3	4
Durabilidad y resistencia (DR)	4	5
Flexibilidad en el diseño (FD)	3	3

Cuadro 26: Puntuaciones de los criterios evaluados

### Cálculo de las puntuaciones ponderadas

#### Número de Dientes de la Corona:

$$\text{Puntuación total} = (4 \times 0.30) + (3 \times 0.20) + (3 \times 0.15) + (4 \times 0.20) + (3 \times 0.15)$$

$$\text{Puntuación total} = 1.20 + 0.60 + 0.45 + 0.80 + 0.45 = 3.50$$

#### Número de hilos del gusano:

$$\text{Puntuación total} = (5 \times 0.30) + (4 \times 0.20) + (4 \times 0.15) + (5 \times 0.20) + (3 \times 0.15)$$

$$\text{Puntuación total} = 1.50 + 0.80 + 0.60 + 1.00 + 0.45 = 4.35$$

En la evaluación del diseño del sistema de engranaje de gusano y corona, se determinó que la opción de elegir el número de hilos del gusano obtuvo una puntuación total más alta en la matriz de decisión ponderada. Esta elección es favorable por varias razones, las cuales se detallan a continuación:

#### 1. Control sobre la relación de transmisión (CR)

La selección de un mayor número de hilos en el gusano permite un control más preciso de la relación de transmisión. Esto se debe a que cada hilo adicional proporciona una mayor

suavidad en la transmisión del movimiento. La capacidad de ajustar la relación de transmisión con mayor precisión es crucial para aplicaciones que requieren una alta precisión en la reducción de velocidad.

**Ventajas:**

- Mejora la precisión en el ajuste de la relación de transmisión.
- Permite una transmisión más suave y continua, esencial en sistemas que requieren alta precisión.

## **2. Control sobre el tamaño físico (CT)**

Aunque un gusano con más hilos puede incrementar ligeramente el tamaño físico del sistema, este aumento es generalmente menor en comparación con el incremento en el número de dientes de la corona. Esto permite mantener un diseño compacto sin sacrificar significativamente el rendimiento.

**Beneficios:**

- Permite mantener el sistema más compacto y manejable.
- Reduce el impacto en el diseño general del sistema, lo que es beneficioso en aplicaciones donde el espacio es una limitación.

## **3. Simplicidad del diseño (SD)**

Elegir un número adecuado de hilos en el gusano puede simplificar el diseño en comparación con ajustar el número de dientes en la corona. Un gusano con más hilos distribuye la carga de manera más uniforme, lo que simplifica la fabricación y el ensamblaje.

**Ventajas:**

- Facilita la fabricación y el ensamblaje del sistema.
- Reduce la complejidad en el diseño de los engranajes, lo que puede disminuir los costos y tiempos de producción.

## **4. Durabilidad y resistencia (DR)**

Un mayor número de hilos en el gusano mejora la distribución de la carga a través de más superficies de contacto, lo que reduce el desgaste en cada hilo individual y mejora la durabilidad y resistencia del sistema.

**Beneficios:**

- Aumenta la vida útil del sistema al reducir el desgaste y la fricción.
- Mejora la fiabilidad y el rendimiento a largo plazo del sistema de engranaje.

## 5. Flexibilidad en el diseño (FD)

El diseño basado en el número de hilos del gusano ofrece mayor flexibilidad en el ajuste y la iteración del diseño. Los cambios en el número de hilos permiten realizar ajustes finos en el rendimiento del sistema sin necesidad de modificar el tamaño de la corona.

### Ventajas:

- Facilita la iteración y ajustes en el diseño durante el desarrollo del proyecto.
- Ofrece opciones para mejorar el rendimiento del sistema sin afectar significativamente el diseño de la corona.

La opción de elegir el número de hilos del gusano resulta ser la más favorable en la evaluación del diseño del sistema de engranaje de gusano y corona. Las ventajas en términos de control sobre la relación de transmisión, simplicidad del diseño, durabilidad y flexibilidad en el diseño, junto con la capacidad de iterar y ajustar el diseño de manera efectiva, hacen que esta opción sea más beneficiosa en comparación con la elección del número de dientes de la corona.

Este enfoque no solo optimiza el rendimiento del sistema, sino que también facilita el proceso de diseño y fabricación, resultando en un sistema más eficiente y durable. La preferencia por el número de hilos del gusano se basa en una combinación de beneficios técnicos y prácticos que respaldan una mejor implementación en aplicaciones de ingeniería.X

### 8.2.2. Diseño 2D de prototipos iniciales

Es en base a los resultados obtenidos de los cálculos descritos en las secciones anteriores, que se realizaron los primeros diseños 2D para el dispositivo de rehabilitación descrito. Estos se realizaron en primera instancia, con variaciones de engranajes de gusano y corona, así como el acoplamiento de estos a diversos diseños de sujeción que permitieron conectar la mano y el antebrazo, siendo estas las estructuras necesarias para poder liberar cualquier tipo de limitante de movimiento de la muñeca y así ofrecer soporte a la misma.

Seguidamente, se realizaron bocetos en 2D para ilustrar la estructura general del exoesqueleto en el antebrazo y muñeca. Estos bocetos ayudaron a visualizar cómo se posicionarían los componentes mecánicos, como los engranajes de gusano y corona, los actuadores y los sistemas de control en relación con el brazo del usuario.

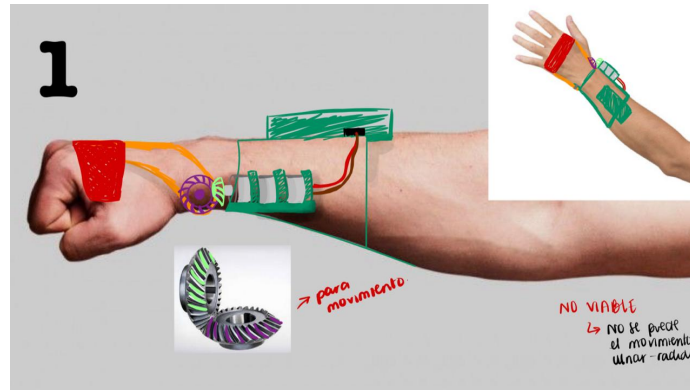


Figura 31: Primer bosquejo de prototipo  
Fuente: Diseño propio

En el primer boceto, se representaron engranajes helicoidales y coronas (en colores púrpura y verde), conectados mediante cables a una caja de control situada en el antebrazo. Se utilizó un enfoque sencillo para ver cómo los componentes interactuarían con la anatomía del brazo. Al ser el primer diseño realizado, se realizó un análisis cualitativo de *Fortalezas y Debilidades*. Esto con la finalidad de iterar sobre este mismo diseño y realizar comparaciones siguientes, mediante el método de evaluación *SCAMPER* (Sustituir, Combinar, Adaptar, Modificar, Poner en otro uso, Eliminar y Reorganizar) el cual es una técnica útil en la evaluación de fortalezas y debilidades, aplicada. El cual, permite hacer preguntas sobre el diseño en busca de posibles mejoras o innovaciones.

Siendo las primeras observaciones realizadas, descritas a continuación:

- **Fortaleza:** Los bocetos permitieron una visualización clara y comprensible del diseño, ayudando a identificar las posiciones iniciales de los engranajes y el sistema de cables.
- **Debilidades:** La disposición de los componentes no fue suficiente para cubrir todos los movimientos deseados, lo que implicó la necesidad de modificar el diseño.

## Selección de componentes iniciales

El boceto incluyó la elección preliminar de componentes, como los engranajes de helicoidales, que fueron los segundos con mejor puntuación, luego de los engranajes de gusano y corona, al ser aplicadas las matrices de evaluación de la sección anterior. Estos, serían responsables de transmitir el movimiento con precisión. Estos engranajes fueron seleccionados por su capacidad para proporcionar control sobre el movimiento, además de ofrecer un diseño compacto.

- **Fortaleza:** Los engranajes de gusano y corona fueron una elección acertada en cuanto a transmisión de movimiento, dado que son altamente eficientes en aplicaciones que requieren precisión.
- **Debilidades:** Sin embargo, la selección de estos engranajes no resolvía el problema de permitir todos los movimientos anatómicos necesarios para la rehabilitación.

## Modificación de diseño 2D

Con base en los problemas detectados en el boceto inicial, se decidió realizar modificaciones en el diseño. Se planteó ajustar la configuración de los engranajes y la disposición de los actuadores para incluir los movimientos que inicialmente no se habían contemplado. Este proceso de iteración fue esencial para avanzar en el diseño de un exoesqueleto más funcional.

- **Fortaleza:** La capacidad de iterar rápidamente en el diseño permitió explorar alternativas para resolver los problemas detectados en las primeras etapas.
- **Debilidades:** La necesidad de rediseñar algunos de los componentes retrasó el desarrollo del proyecto, lo que reflejó una planificación inicial limitada en cuanto a la complejidad del movimiento que debía replicarse.

De la evaluación descrita se realizaron las modificaciones pertinentes, para poder obtener un segundo, tercer y cuarto bosquejo. Los cuales permitieron aplicar la herramienta de evaluación SCAMPER descrita, que permitió tomar las características valiosas de los primeros bosquejos, con la intención de iterar al identificar debilidades. Siendo los bocetos descritos, mostrados a continuación:

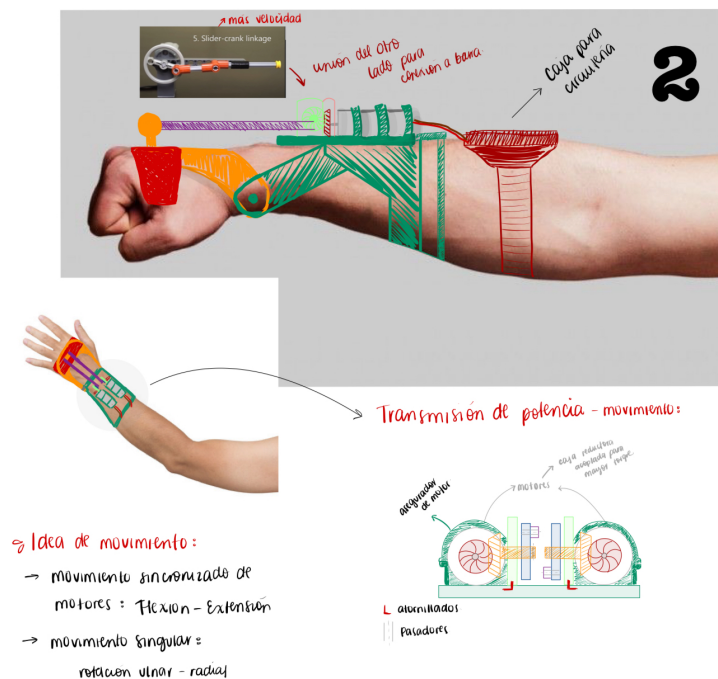


Figura 32: Segundo boceto de prototipo  
Fuente: Diseño propio

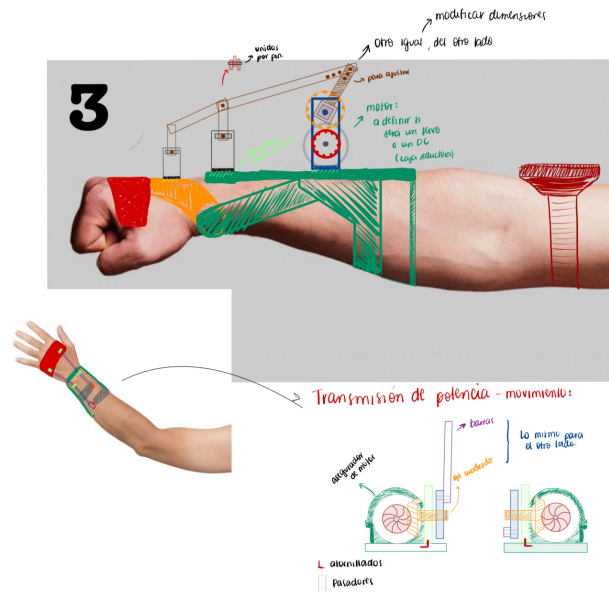


Figura 33: Tercer boceto de prototipo  
Fuente: Diseño propio

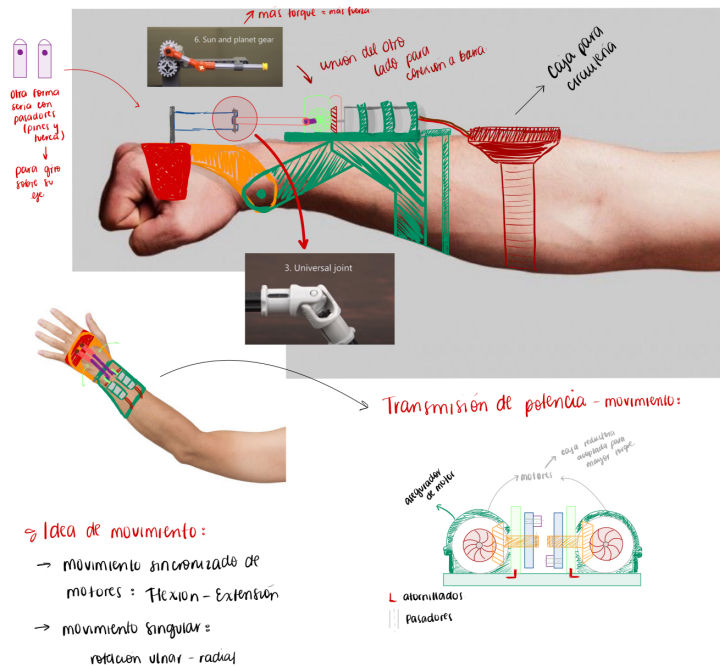


Figura 34: Cuarto boceto de prototipo  
Fuente: Diseño propio

Como fue mencionado, se aplicó la herramienta de evaluación de SCAMPER, con la cual se realizaron observaciones a cada uno de los bocetos descritos, de lo que se resaltaron las fortalezas y debilidades de cada uno. Esto se realizó con todos los bocetos, pero se ejemplifica

en **8.2.2**. Este proceso de evaluación fue realizado para cada uno de los bocetos mostrados con anterioridad, de lo cual se describen los resultados obtenidos:

### **Boceto 1 contra boceto 2: primer diseño del exoesqueleto robótico**

En este diseño inicial, se destacaba el uso de engranajes de gusano y corona para la transmisión de movimiento. La distribución de los componentes permitía el control de la flexión y extensión de la muñeca, pero no del movimiento ulnar-radial.

- **Sustituir:** Se propuso sustituir el sistema de transmisión de engranajes helicoidales por uno más flexible, como el de engranaje de gusano y corona que permitiera una mayor variedad de movimientos. Esto mejoraría la funcionalidad general al añadir más libertad de rotación.
- **Combinar:** Se combinó el mecanismo de flexión y extensión con un actuador adicional para permitir la rotación ulnar-radial, mejorando el rango de movimientos disponibles.
- **Adaptar:** Se adaptó el sistema, mediante la implementación de soportes y límites físicos para garantizar la seguridad del usuario al llevar a cabo las rutinas de fisioterapia.
- **Modificar:** Se modificó la posición de los actuadores, para que no existiera ningún tipo de carga excéntrica sobre el eje del mismo y evitar así pérdida de torque por reacciones externas.
- **Poner en otros usos:** Se evaluó la opción de mejorar el agarre de mano, para así eliminar la limitante de que el dispositivo fuera únicamente para una mano u otra.
- **Eliminar:** Se eliminaron algunas conexiones rígidas, sustituyéndolas por opciones más flexibles para mejorar la libertad de movimiento.
- **Reorganizar:** Los componentes se reorganizaron para optimizar la ubicación de los actuadores cerca de las articulaciones, mejorando el control del movimiento.

#### **Fortalezas del primer diseño:**

- Mayor precisión en los movimientos de flexión y extensión.

#### **Debilidades restantes:**

- Complejidad mecánica del sistema de engranajes.

Sin embargo, todos tenía un denominador común, el sistema estaba diseñado con *eslabones*, los cuales cumplían con el rol de transmitir el movimiento desde la sección de engranajes a la estructura de sujeción de la mano. Lo cual, al ser mecanismos de transmisión de potencia *acoplados* y paralelos al exoesqueleto, mediante no más de dos conexiones a un punto fijo de la estructura de sujeción al brazo, siempre existía el riesgo de que los eslabones ocasionaran

alcanzaran una zona de redundancia. Por lo cual, se optó por la transmisión de potencia y movimiento, únicamente a través de engranajes. Como se describe en la Figura 35 el cual utilizaba como actuadores iniciales servo motores, previo a haber seleccionado los motores DC descritos con anterioridad.

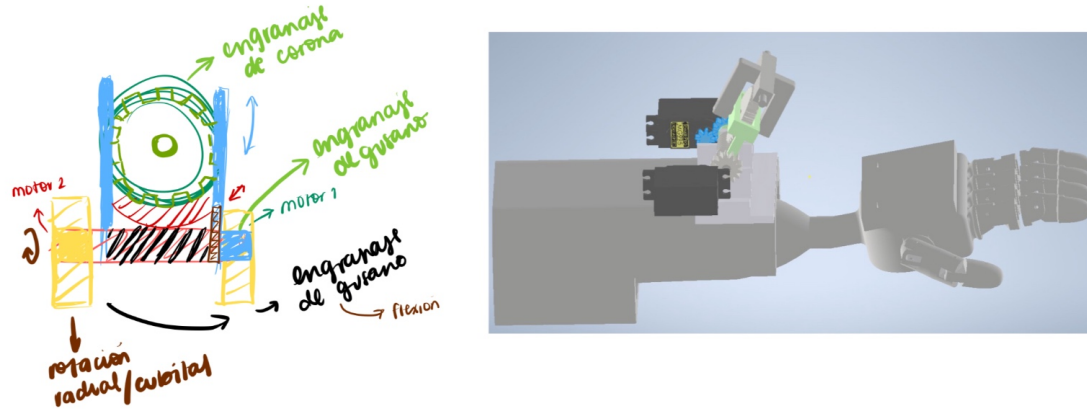


Figura 35: Boceto de transmisión de potencia (engranajes) con primer diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

## Diseño 3D

Una vez seleccionado un mecanismo de transmisión de potencia, como ha sido mencionado, a través de engranajes de gusano y corona que cumplieran con los requisitos mecánicos y físicos de los dos grados de libertad a realizar, se realizaron 6 prototipos mediante fabricación 3D, utilizando *Autodesk Inventor 2024*. Estos, fueron diseñados mediante el entorno de diseño de sistemas de transmisión, como se describe en la Figura 36.

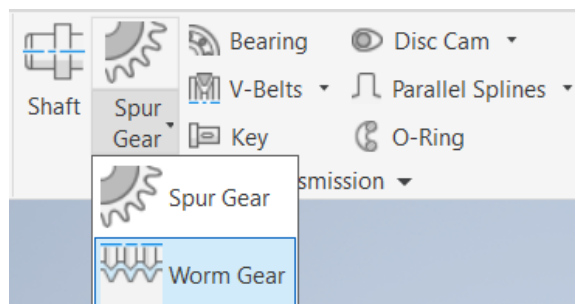


Figura 36: Entorno de diseño de sistemas de transmisión de potencia.  
Fuente: Diseño propio

Así pues, una vez seleccionada la variable a controlar, siendo esta: número de hilos del engranaje de gusano o número de dientes del engranaje de corona, se realizó el diseño del sistema de transmisión de potencia, completando los siguientes datos, para cada grado de libertad descrito en secciones anteriores:

# Diseño de transmisión de potencia en Autodesk Inventor

## Movimiento de tensión-flexión

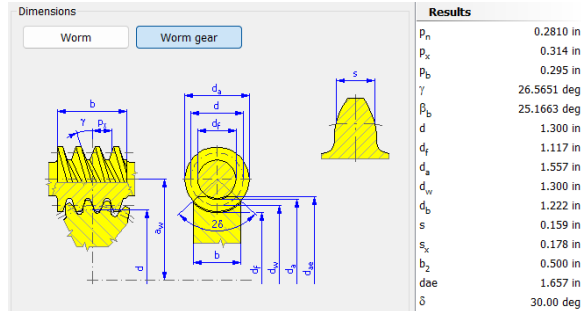


Figura 37: Configuración de diseño para tensión-flexión (engranaje de gusano)  
Fuente: Diseño propio

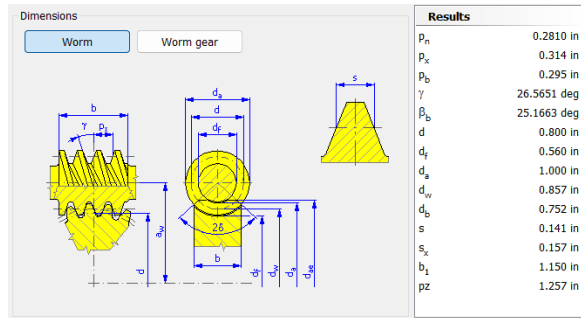


Figura 38: Configuración de diseño para tensión-flexión (engranaje de corona)  
Fuente: Diseño propio

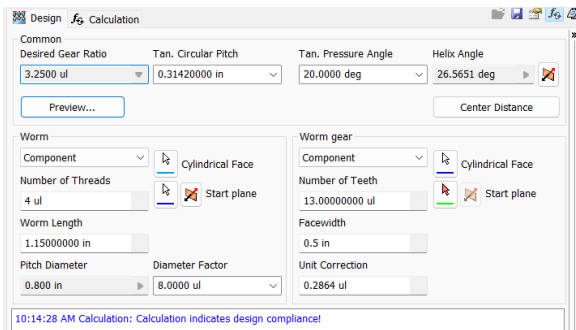


Figura 39: Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de flexión-tensión  
Fuente: Diseño propio

Para el diseño de un engranaje de gusano y su correspondiente corona, se emplearon varios parámetros fundamentales que determinaron las características geométricas y funcionales del sistema. Los resultados y gráficos mostrados reflejan un análisis detallado de estos parámetros.

## Parámetros principales

- **Relación de transmisión deseada:** En este diseño se buscó una relación de transmisión de 3.25, lo que indica que el gusano debe girar 3.25 veces por cada vuelta completa de la corona. Esto determina la relación entre el número de hilos del gusano y los dientes de la corona.
- **Paso circular tangencial (Tan. Circular Pitch):** Este parámetro es clave para definir la distancia entre los puntos equivalentes de los dientes adyacentes del engranaje medidos a lo largo del círculo primitivo. En este caso, el valor fue de 0.3142 pulgadas.
- **Ángulo de presión tangencial (Tan. Pressure Angle):** Este ángulo de 20 grados es común en engranajes y afecta la distribución de las fuerzas de contacto entre el gusano y la corona, influyendo en la eficiencia y capacidad de carga del sistema.
- **Ángulo de hélice (Helix Angle):** El ángulo de hélice es de 26.5651 grados, lo cual está relacionado con la inclinación del hilo del gusano. Este ángulo define cómo el gusano se “enrosca” sobre la superficie de la corona y es crítico para la transmisión de movimiento.
- **Número de hilos del gusano y dientes de la corona:** El gusano tiene 4 hilos, mientras que la corona tiene 13 dientes. Estos valores combinados dan lugar a la relación de transmisión deseada, que afecta directamente la velocidad de salida y el torque transmitido.
- **Diámetro primitivo del gusano y la corona:** Para el gusano, el diámetro primitivo fue de 0.800 pulgadas, y para la corona fue de 1.300 pulgadas. Este diámetro es clave para definir el tamaño de los engranajes y las distancias que deben mantener entre sí para un acoplamiento adecuado.
- **Anchura del gusano (Worm Length) y de la corona (Facewidth):** Se determinó una longitud de gusano de 1.150 pulgadas y un ancho de corona de 0.5 pulgadas. Estas dimensiones garantizan que exista un contacto adecuado entre los dientes, permitiendo una transmisión de potencia suave.
- **Factores de corrección de unidad:** Estos factores ayudan a ajustar las dimensiones para mejorar el acoplamiento entre el gusano y la corona, tomando en cuenta aspectos como el deslizamiento y la resistencia de los materiales. En este caso, la corrección aplicada fue de 0.2864 unidades.
- **Parámetros resultantes:** En las tablas de resultados se indican varias medidas críticas como los diámetros base, adyacente y del círculo primitivo, además de la separación entre dientes y la profundidad de los mismos. Estos parámetros aseguran que el diseño cumple con las normas de funcionamiento y permite verificar la capacidad de carga y durabilidad del sistema.

En resumen, el diseño cumplió con los requisitos de transmisión, asegurando una compatibilidad y ajuste adecuados entre los componentes del gusano y la corona. Los cálculos indicaron que el diseño era conforme a las especificaciones, validando así el éxito del diseño de engranaje.

## Movimiento de rotación radial/cubital

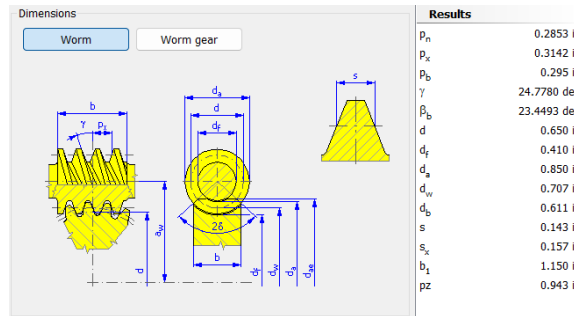


Figura 40: Configuración de diseño para rotación radial/cubital (engranaje de gusano)  
Fuente: Diseño propio

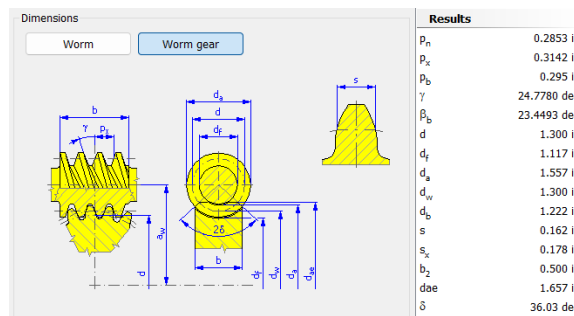


Figura 41: Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de rotación radial/cubital  
Fuente: Diseño propio

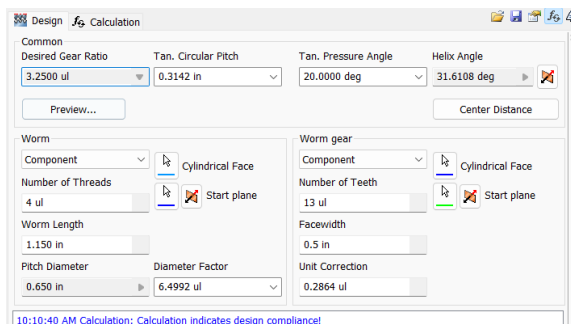


Figura 42: Comprobación de convergencia para sistema de transmisión de rotación radial/cubital  
Fuente: Diseño propio

## Parámetros principales

- Relación de transmisión deseada:** En este diseño se buscó una relación de transmisión de 3.25, lo que indica que el gusano debe girar 3.25 veces por cada vuelta completa de la corona. Esto determina la relación entre el número de hilos del gusano y los dientes de la corona.

- **Paso circular tangencial (Tan. Circular Pitch):** Este parámetro es clave para definir la distancia entre los puntos equivalentes de los dientes adyacentes del engranaje medidos a lo largo del círculo primitivo. En este caso, el valor fue de 0.3142 pulgadas.
- **Ángulo de presión tangencial (Tan. Pressure Angle):** Este ángulo de 20 grados es común en engranajes y afecta la distribución de las fuerzas de contacto entre el gusano y la corona, influyendo en la eficiencia y capacidad de carga del sistema.
- **Ángulo de hélice (Helix Angle):** El ángulo de hélice es de 26.5651 grados, lo cual está relacionado con la inclinación del hilo del gusano. Este ángulo define cómo el gusano se “enrosca” sobre la superficie de la corona y es crítico para la transmisión de movimiento.
- **Número de hilos del gusano y dientes de la corona:** El gusano tiene 4 hilos, mientras que la corona tiene 13 dientes. Estos valores combinados dan lugar a la relación de transmisión deseada, que afecta directamente la velocidad de salida y el torque transmitido.
- **Diámetro primitivo del gusano y la corona:** Para el gusano, el diámetro primitivo fue de 0.800 pulgadas, y para la corona fue de 1.300 pulgadas. Este diámetro es clave para definir el tamaño de los engranajes y las distancias que deben mantener entre sí para un acoplamiento adecuado.
- **Anchura del gusano (worm length) y de la corona (Facewidth):** Se determinó una longitud de gusano de 1.150 pulgadas y un ancho de corona de 0.5 pulgadas. Estas dimensiones garantizan que exista un contacto adecuado entre los dientes, permitiendo una transmisión de potencia suave.
- **Factores de corrección de unidad:** Estos factores ayudan a ajustar las dimensiones para mejorar el acoplamiento entre el gusano y la corona, tomando en cuenta aspectos como el deslizamiento y la resistencia de los materiales. En este caso, la corrección aplicada fue de 0.2864 unidades.
- **Parámetros resultantes:** En las tablas de resultados se indican varias medidas críticas como los diámetros base, adyacente y del círculo primitivo, además de la separación entre dientes y la profundidad de los mismos. Estos parámetros aseguran que el diseño cumple con las normas de funcionamiento y permite verificar la capacidad de carga y durabilidad del sistema.

En resumen, el diseño cumplió con los requisitos de transmisión, asegurando una compatibilidad y ajuste adecuados entre los componentes del gusano y la corona. Los cálculos indicaron que el diseño era conforme a las especificaciones, validando así el éxito del diseño de engranaje.

## Diseño de estructura en Autodesk Inventor

En base al diseño de engranajes presentado anteriormente, se realizaron diversos diseños de acople a dicho sistema de transmisión de potencia, los cuales fueron evaluados con la herramienta SCAMPER, descrita anteriormente. Esto, con la finalidad de iterar en el diseño,

sin perder características valiosas en cuanto a funcionalidad de los primeros diseño. Siendo los resultados descritos a continuación en conjunto con cada uno de los diseños realizados:

### Evaluación de prototipos 3D utilizando SCAMPER

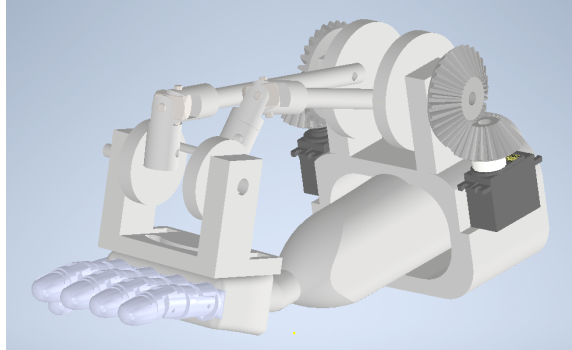


Figura 43: Primer prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

### Evaluación de primer prototipo

#### Sustituir

- **Eslabones:** Se podría sustituir el acople del sistema de transmisión, a través de eslabones rectangulares acoplados a la estructura. Las juntas universales en simulación no ocasionan problema con límites de movimiento restringidos, pero en la construcción de este podría alcanzar áreas redundantes.
- **Actuadores:** Sustituir los servomotores por motores de corriente continua (DC) con controladores de par y velocidad integrados podría proporcionar movimientos más suaves y precisos, además de optimizar el control de torque en movimientos de rehabilitación.

#### Combinar

- **Mecanismos de ajuste:** Combinar un sistema de retroalimentación mediante sensores de posición (por ejemplo, con encoders) y presión para ajustar automáticamente el movimiento de la muñeca, mejorando la precisión y personalización de la rehabilitación.
- **Enlaces cinemáticos:** Combinar movimientos de extensión y flexión de la muñeca con rotación radial/ulnar para aumentar el rango de movimientos.

#### Adaptar

- **Soporte ergonómico:** Adaptar el diseño del soporte de muñeca y dedos para incluir una capa de material blando o ajustable, como neopreno, que mejore el comfort del

usuario y se ajuste mejor a diferentes tamaños de mano.

- **Engranajes:** Se puede adaptar el tipo de engranaje cónico a otros tipos de transmisión que presenten menores fricciones o que permitan un diseño más compacto.

### Modificar

- **Reducir el tamaño de los componentes:** Modificar la geometría de los engranajes y el mecanismo para reducir el tamaño total del exoesqueleto, haciéndolo más portátil y práctico para el uso diario.
- **Aumento de grados de libertad:** Modificar el diseño actual para aumentar el número de grados de libertad, permitiendo movimientos más complejos y cercanos a los movimientos naturales de la muñeca.

### Poner en otros usos

- **Prototipo de bajo costo:** Este exoesqueleto podría modificarse para ser utilizado en terapia física de bajo costo en hospitales o clínicas pequeñas, donde los recursos son limitados, haciendo el dispositivo accesible para una mayor cantidad de pacientes.
- **Dispositivo educativo:** Utilizar el dispositivo como herramienta educativa para enseñar principios de biomecánica y robótica en centros de educación técnica o universidades.

### Eliminar

- **Eliminación de redundancias:** Se podrían eliminar algunas conexiones mecánicas o soportes que no sean esenciales, reduciendo así el peso y la complejidad del dispositivo sin comprometer su funcionalidad.
- **Simplificar el sistema de engranajes:** Eliminar algunos engranajes cónicos si se opta por mecanismos de transmisión más directos y efectivos que simplifiquen la cadena cinemática.

### Reorganizar

- **Distribución de los actuadores:** Reorganizar la posición de los motores para una mejor distribución del peso, minimizando el esfuerzo sobre las articulaciones y mejorando la portabilidad.
- **Reubicación de las conexiones:** Reorganizar las conexiones de los ejes y pivotes para reducir las fricciones y mejorar la eficiencia de los movimientos, optimizando así el uso de energía.

## Evaluación de segundo prototipo

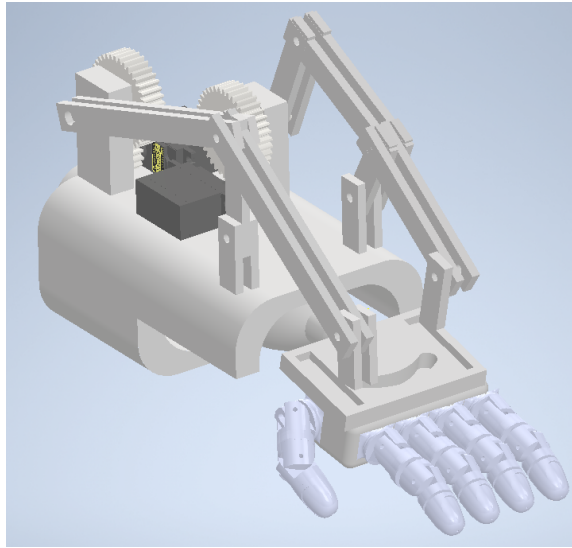


Figura 44: Segundo prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

### Sustituir

- **Engranajes:** Sustituir los engranajes cónicos por engranajes helicoidales puede mejorar la eficiencia de la transmisión, reduciendo ruidos y aumentando la suavidad en el movimiento.
- **Actuadores:** Cambiar los servomotores por motores paso a paso de alta precisión podría mejorar el control del ángulo de la muñeca y los dedos, haciendo el dispositivo más adecuado para rehabilitaciones controladas.

### Combinar

- **Sistema de retroalimentación:** Combinar sensores de fuerza o de presión en los dedos para medir la resistencia aplicada durante los ejercicios, proporcionando una retroalimentación precisa al fisioterapeuta sobre el progreso del paciente.
- **Actuadores y sensores:** Integrar un sistema de sensores que monitoree tanto la posición de la muñeca como el estado de los músculos del antebrazo, permitiendo una mayor personalización en los ejercicios de rehabilitación.

### Adaptar

- **Componentes modulares:** Adaptar el diseño para que los componentes sean fácilmente intercambiables, permitiendo la sustitución de partes sin necesidad de desmontar el dispositivo completo, facilitando el mantenimiento y las reparaciones.

- **Diseño ergonómico:** Adaptar el soporte de la muñeca y los dedos para incluir áreas acolchadas que proporcionen mayor comodidad durante el uso prolongado.

### Modificar

- **Diseño de los brazos:** Modificar el diseño del doble brazo para hacerlo más compacto y ligero, sin comprometer la estabilidad. Esto puede mejorar la portabilidad del dispositivo.
- **Geometría de los engranajes:** Modificar la geometría de los engranajes cónicos para optimizar la relación de transmisión, lo que podría mejorar la velocidad de respuesta del dispositivo.

### Poner en otros usos

- **Exoesqueleto para otras articulaciones:** Este diseño podría adaptarse para su uso en otras articulaciones, como el codo o el tobillo, utilizando una arquitectura similar pero ajustada a los requerimientos de esas áreas.
- **Rehabilitación de precisión:** También podría utilizarse en aplicaciones industriales para controlar movimientos de precisión, adaptando los actuadores y sensores a tareas que requieran un control exacto de la fuerza y el movimiento.

### Eliminar

- **Simplificación de componentes:** Eliminar algunos brazos o mecanismos redundantes en el diseño actual podría simplificar la estructura y reducir costos de fabricación.
- **Reducción de peso:** Eliminar partes del bloque central o mecanizar algunos componentes podría reducir el peso general del dispositivo, facilitando su uso prolongado sin fatigar al usuario.

### Reorganizar

- **Distribución de actuadores:** Reorganizar la distribución de los actuadores y los engranajes para equilibrar mejor el peso en ambos lados del dispositivo, lo que mejoraría la estabilidad y reduciría el esfuerzo en un solo lado de la muñeca.
- **Posicionamiento de los ejes:** Reorganizar los ejes de rotación y los puntos de pivote para obtener una mayor eficiencia en los movimientos y minimizar la fricción interna, mejorando la durabilidad del dispositivo.

## Evaluación de tercer prototipo

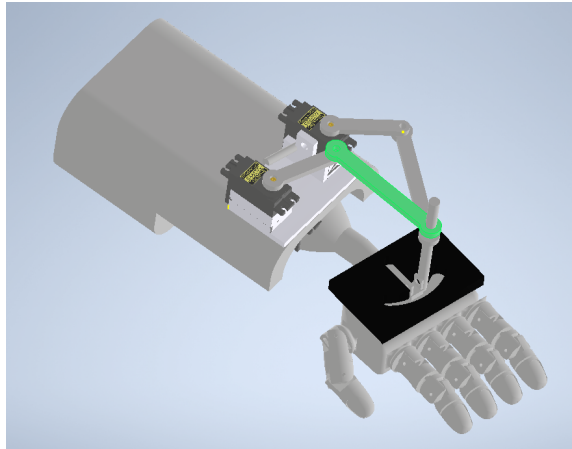


Figura 45: Tercer prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

### Sustituir

- **Brazo central:** Sustituir el brazo articulado central (en verde) por uno más ligero y fabricado con materiales compuestos podría reducir el peso del dispositivo sin sacrificar resistencia.
- **Engranajes rectos:** Cambiar los engranajes rectos por engranajes helicoidales podría mejorar la suavidad en la transmisión del movimiento y reducir el ruido.

### Combinar

- **Actuadores y sensores:** Combinar los servomotores con sensores de ángulo para proporcionar retroalimentación en tiempo real sobre la posición de la muñeca y permitir una mayor precisión en los ejercicios de rehabilitación.
- **Controladores avanzados:** Integrar un controlador PID con los servomotores para garantizar movimientos más precisos y controlados durante el proceso de rehabilitación.

### Adaptar

- **Sistema de montaje modular:** Adaptar el diseño para que sea modular, permitiendo que los componentes sean fácilmente intercambiables y ajustables según las necesidades del paciente.
- **Sujeción ergonómica:** Adaptar la base de sujeción de la muñeca y los dedos para que se ajuste mejor a diferentes tamaños de manos, asegurando una rehabilitación más personalizada.

## Modificar

- **Diseño del brazo:** Modificar la estructura del brazo articulado para reducir la fricción en las articulaciones, lo que permitiría movimientos más fluidos.
- **Distribución de los actuadores:** Modificar la disposición de los servomotores para que estén mejor balanceados, lo que reduciría la fatiga en un solo lado del dispositivo.

## Poner en otros usos

- **Aplicaciones en la industria:** El diseño actual podría adaptarse para ser utilizado en tareas de precisión en industrias que requieran un control exacto de la fuerza y el movimiento, como el ensamblaje de componentes electrónicos.
- **Rehabilitación del codo:** El diseño también podría adaptarse para otras articulaciones como el codo, aumentando el rango de rehabilitación que puede ofrecer el dispositivo.

## Eliminar

- **Componentes no esenciales:** Eliminar el exceso de material en el soporte central del dispositivo para reducir el peso total del exoesqueleto, facilitando su uso prolongado.
- **Redundancias en el diseño:** Eliminar cualquier redundancia en la distribución de los servomotores para simplificar el sistema y hacerlo más eficiente.

## Reorganizar

- **Distribución de los ejes de rotación:** Reorganizar los ejes de rotación del brazo articulado para mejorar el equilibrio en los movimientos y reducir el esfuerzo mecánico.
- **Posicionamiento de los servomotores:** Reorganizar los servomotores para reducir la distancia entre ellos, mejorando la eficiencia en la transmisión del movimiento.

## Evaluación de cuarto prototipo

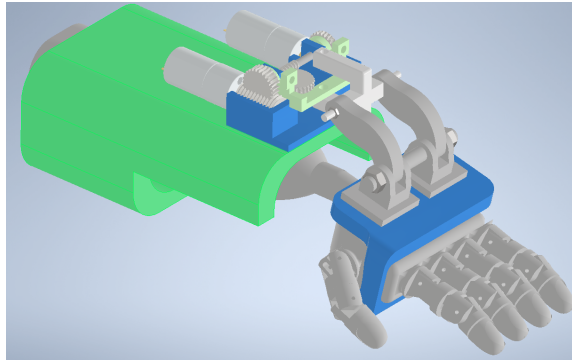


Figura 46: Cuarto prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

### Sustituir

- **Engranajes rectos:** Se podría sustituir los engranajes rectos por engranajes helicoidales, lo que reduciría el ruido y mejoraría la eficiencia en la transmisión del movimiento.
- **Material de la carcasa:** Cambiar el material del cuerpo principal (en verde) a un polímero de mayor resistencia, que podría ser más ligero y mantener la durabilidad.

### Combinar

- **Engranajes compuestos:** Utilizar el diseño de los engranajes de gusano, pero modificar el ángulo de presión de este. Para la fabricación, la definición no sería la más óptima para utilizar impresión 3D.

### Adaptar

- **Soporte de muñeca:** Adaptar el soporte de muñeca (en azul) para que sea ajustable, permitiendo un mejor acople a diferentes tamaños de mano.
- **Carcasa del motor:** Adaptar la carcasa de los motores para que permita la disipación de calor, reduciendo el riesgo de sobrecalentamiento durante el uso prolongado.

### Modificar

- **Diseño de la carcasa:** Modificar el diseño de la carcasa para reducir el peso sin sacrificar la integridad estructural del dispositivo, utilizando una estructura en celosía.
- **Ubicación de los engranajes:** Reubicar los engranajes más cerca de la articulación para reducir las fuerzas de torsión y mejorar la eficiencia en la transmisión.

### Poner en otros usos

- **Aplicaciones robóticas:** Este diseño podría adaptarse para otros dispositivos robóticos donde se requiera un control preciso de la muñeca o de otras articulaciones, como brazos robóticos industriales.
- **Rehabilitación del codo:** Al modificar el diseño, este exoesqueleto también podría aplicarse a la rehabilitación de articulaciones como el codo.

### Eliminar

- **Peso innecesario:** Eliminar cualquier exceso de material en las estructuras de soporte de los motores para reducir el peso total del dispositivo. Ya que se busca reducir el peso de la estructura.

### Reorganizar

- **Distribución de los motores:** Reorganizar la ubicación de los motores para mejorar el balance del dispositivo, distribuyendo mejor el peso para una mayor comodidad del usuario.
- **Soportes de engranajes:** Reorganizar los soportes de los engranajes para reducir el desgaste y aumentar la eficiencia de la transmisión de movimiento.

### Evaluación de quinto prototipo

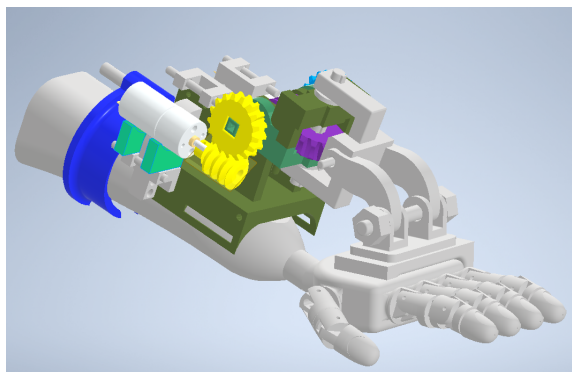


Figura 47: Quinto prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

### Sustituir

- **Posible mejora:** Se podría considerar la sustitución de algunos componentes, como los engranajes, por materiales más ligeros, como polímeros reforzados o plásticos de alta resistencia. Esto reduciría el peso del exoesqueleto sin comprometer su durabilidad.

- **Problema actual:** Los engranajes parecen estar contruidos de un material sólido y posiblemente metálico, lo que añade un peso innecesario a la estructura y podría causar fatiga al usuario tras períodos prolongados de uso.

### Combinar

- **Posible mejora:** Se pueden combinar funciones en una misma estructura. Por ejemplo, integrar los cables de control o los actuadores dentro del cuerpo principal para evitar componentes externos visibles que puedan interferir en el movimiento.
- **Problema actual:** La disposición de los componentes mecánicos podría mejorarse para maximizar el espacio disponible y optimizar el movimiento de la muñeca.

### Adaptar

- **Posible mejora:** Adaptar el diseño para soportar diferentes tamaños de muñeca, añadiendo modularidad en las partes ajustables para una mayor adaptabilidad.
- **Problema actual:** El diseño actual parece ser fijo, lo que puede limitar su uso a personas con tamaños específicos de muñeca, reduciendo la versatilidad.

### Modificar

- **Posible mejora:** Modificar la posición de los motores o actuadores para distribuir mejor el peso y reducir el momento de inercia en la muñeca, mejorando la ergonomía.
- **Problema actual:** Los actuadores parecen estar colocados en zonas que podrían aumentar el torque necesario para el movimiento natural de la muñeca, lo que afectaría el control fino.

### Poner en otro uso

- **Posible mejora:** El sistema de engranajes y actuadores puede utilizarse en otros tipos de exoesqueletos, como los destinados a rehabilitación de codo o hombro, lo que diversificaría el alcance de la tecnología.
- **Problema actual:** Actualmente el diseño está optimizado solo para la muñeca, lo que restringe su aplicación a otras áreas del cuerpo humano.

### Eliminar

- **Posible mejora:** Se podría eliminar alguna redundancia en el diseño de los engranajes, reduciendo así el número de piezas móviles y simplificando la estructura mecánica.
- **Problema actual:** La cantidad de componentes puede incrementar la complejidad del ensamblaje y el mantenimiento del dispositivo.

## Reorganizar

- **Posible mejora:** Reorganizar la distribución de los componentes para centralizar el peso y equilibrar la carga en la muñeca, lo que mejoraría el confort del usuario.
- **Problema actual:** La disposición actual de los componentes parece desequilibrar el diseño, lo que podría hacer que la muñeca se fatigue con mayor rapidez.

## Evaluación de sexto prototipo

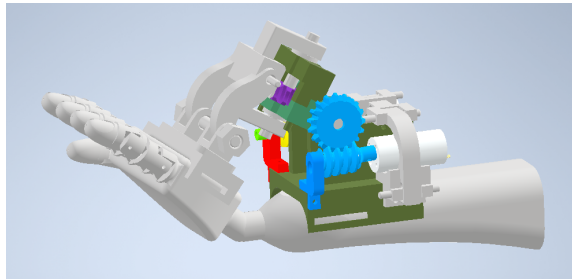


Figura 48: Sexto prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

## Sustituir

En el diseño actual se observan varias partes mecánicas como engranajes y elementos estructurales plásticos. Algunas ideas de sustitución son:

- **Materiales:** Reemplazar los componentes plásticos por polímeros de alta resistencia o aleaciones ligeras de metal como el aluminio o titanio, con el fin de mejorar la durabilidad y reducir el desgaste.
- **Sistema de transmisión:** En lugar de usar engranajes y tornillos sin fin, se podría evaluar la implementación de un sistema de cables o actuadores lineales para reducir el peso y la fricción interna.

## Combinar

Se podrían combinar varias partes para mejorar la eficiencia y reducir la complejidad:

- **Estructura modular:** Integrar los motores y la transmisión en un solo módulo que facilite el ensamblaje y desensamblaje rápido.
- **Actuadores:** Considerar la combinación de actuadores flexibles con los sistemas rígidos actuales, proporcionando un mejor ajuste a la anatomía del usuario.

## Adaptar

La adaptación implica la posibilidad de realizar ajustes en el diseño actual para mejorar su funcionalidad en distintos entornos:

- **Flexibilidad en el ajuste:** Se pueden añadir mecanismos ajustables para que el exoesqueleto se adapte a diferentes tamaños de muñecas y manos, haciendo el dispositivo más universal.
- **Sensores de retroalimentación:** Adaptar sensores de fuerza y posición en las articulaciones para permitir una retroalimentación precisa y evitar sobrecargas en la muñeca del usuario.

## Modificar

Aquí se consideran posibles modificaciones al diseño original para optimizar el rendimiento:

- **Miniaturización de componentes:** Reducir el tamaño de los engranajes y los motores para hacer el dispositivo más compacto y ligero.
- **Distribución del peso:** Modificar la disposición de los componentes internos para equilibrar mejor el peso y evitar puntos de fatiga en el brazo del usuario.

## Poner otros usos

El diseño actual podría adaptarse para otros usos fuera de su propósito principal:

- **Rehabilitación médica:** Adaptar el diseño para ser usado en terapias de rehabilitación física, permitiendo movimientos guiados y controlados de la muñeca para pacientes en recuperación.
- **Tareas de precisión:** Utilizar este tipo de exoesqueleto para aplicaciones donde se requiere gran precisión en el manejo de objetos delicados, como en microcirugías o ensamblajes electrónicos.

## Eliminar

Aquí se analizan elementos que podrían ser eliminados para simplificar el diseño:

- **Reducción de engranajes:** Se podría considerar la eliminación de ciertos engranajes si se adopta un sistema de actuadores directos o sistemas neumáticos que no requieran transmisión mecánica compleja.
- **Exceso de carcasas:** Simplificar las carcasas externas del exoesqueleto para reducir peso y complejidad, permitiendo una mayor agilidad en el uso.

## Reordenar

Finalmente, el reordenamiento de elementos puede mejorar la ergonomía y eficiencia:

- **Reubicar componentes electrónicos:** Mover los componentes electrónicos o baterías a una posición más cercana al brazo o antebrazo para mejorar la estabilidad y distribución del peso.
- **Ejes de rotación:** Reordenar los ejes de rotación para alinearlos mejor con los movimientos naturales de la muñeca, optimizando la biomecánica del sistema.

## Evaluación de séptimo prototipo

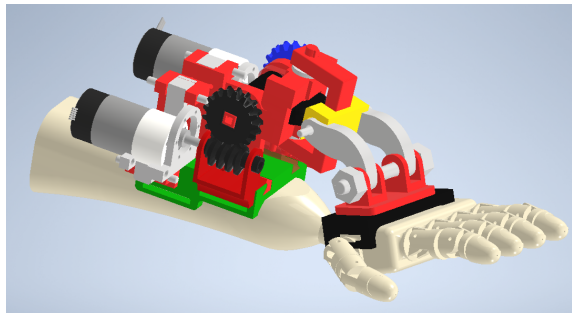


Figura 49: Séptimo prototipo por fabricación digital en diseño 3D  
Fuente: Diseño propio

## Sustituir

En esta versión del exoesqueleto se observan engranajes cónicos y motores bastante visibles. Algunas mejoras que se pueden aplicar son:

- **Materiales:** Sustituir los componentes plásticos por materiales más duraderos como polímeros reforzados con fibra de carbono o aleaciones ligeras para disminuir el desgaste y el peso del conjunto.
- **Sistema de transmisión:** Considerar el uso de actuadores piezoeléctricos o hidráulicos en lugar de los motores DC y engranajes, lo que podría reducir el nivel de ruido y mejorar la precisión.

## Combinar

Es posible combinar funciones y componentes para mejorar la eficiencia general del diseño:

- **Estructura y actuadores:** Se puede combinar la estructura de soporte con elementos flexibles que distribuyan la fuerza aplicada de manera más uniforme en la muñeca, reduciendo puntos de presión.

## Adaptar

El diseño puede ser adaptado para mejorar su funcionalidad en diferentes escenarios:

- **Diseño ergonómico:** Adaptar los soportes para que sigan más de cerca la anatomía humana y mejorar el confort. También se podrían incorporar materiales flexibles en zonas clave para mayor comodidad.
- **Compatibilidad con otras prótesis:** Adaptar la estructura para que sea compatible con otros sistemas de prótesis o interfaces neuronales, permitiendo un uso más flexible en diferentes aplicaciones.

## Modificar

Modificaciones en el diseño actual pueden optimizar tanto el rendimiento como la estética:

- **Reducción de tamaño:** Los engranajes visibles pueden ser reemplazados por versiones más compactas o embutidos dentro de la estructura del dispositivo para reducir el tamaño y mejorar la estética.
- **Optimización del mecanismo de transmisión:** Modificar los mecanismos de transmisión para reducir la fricción y aumentar la eficiencia energética, permitiendo un movimiento más suave y eficiente.

## Poner otros usos

Este exoesqueleto puede ser aplicado en diferentes campos además de su propósito original:

- **Aplicaciones en la industria:** Usar este exoesqueleto para mejorar la capacidad de manipulación de objetos pesados o delicados en líneas de ensamblaje industrial o laboratorios que requieran alta precisión.
- **Rehabilitación médica:** Al igual que en el análisis anterior, este diseño podría emplearse en terapias de rehabilitación para recuperar el movimiento de muñeca y dedos en pacientes que sufren de limitaciones motrices.

## Eliminar

Elementos innecesarios que podrían ser eliminados para simplificar el diseño:

- **Componentes redundantes:** Si se logra integrar un sistema de transmisión más eficiente, algunos engranajes intermedios podrían eliminarse para simplificar la cadena de transmisión y reducir el peso.
- **Carcasa innecesaria:** Algunas carcasas visibles en esta versión del diseño parecen sobredimensionadas. Se podrían reducir o eliminar para reducir el peso y facilitar el mantenimiento.

## Reordenar

Reordenar ciertos componentes podría mejorar tanto la ergonomía como el rendimiento:

- **Distribución de motores:** Reorganizar los motores para distribuir mejor el peso en todo el antebrazo y muñeca, lo cual puede mejorar el balance y la comodidad para el usuario.
- **Posicionamiento de los engranajes:** Reordenar los engranajes cónicos para alinearlos mejor con los ejes de rotación naturales de la muñeca, lo que podría reducir el esfuerzo mecánico.

---

### Fabricación de un prototipo del exoesqueleto por medio de fabricación digital

---

#### **Técnicas de impresión 3D**

Las técnicas de impresión 3D para la fabricación de engranajes de gusano y corona requieren una cuidadosa planificación para asegurar que las piezas impresas tengan la precisión y resistencia necesarias para soportar las cargas a las que serán sometidas. En este tipo de engranajes, la geometría helicoidal del gusano y la forma curvada de la corona deben ser reproducidas con un alto nivel de detalle, lo que exige una adecuada selección de la técnica de impresión y de los parámetros del proceso.

Un aspecto clave para mejorar la resistencia de los engranajes de gusano impresos en 3D es dividir el diseño del gusano en dos mitades desde el software CAD. Al dividir el gusano y luego ensamblarlo, se permite que la orientación de impresión de las capas sea optimizada, colocando las líneas de capa de manera perpendicular a las zonas de mayor esfuerzo, lo que reduce la posibilidad de fallos por delaminación. Además, la división facilita el uso de menos soportes durante la impresión, lo que mejora la calidad de los dientes del engranaje, al eliminar la necesidad de soportes en áreas críticas. Seguidamente, luego del proceso de impresión 3D, estas piezas se adhieren con adhesivo permanente, lo cual asegura que no existirá algún tipo de fallo por la segmentación descrita. Lo cual, se observa como resultado final, en los engranajes resultantes del lado derecho de la misma imagen.

Al modificar la orientación de las capas y dividir el gusano, se mejora significativamente la resistencia a las fuerzas axiales y radiales que actúan sobre él durante su operación, optimizando el rendimiento del engranaje en aplicaciones que requieren durabilidad y precisión, como mecanismos de transmisión o reducción de velocidad.

## Proceso de impresión

Una vez finalizado el diseño, se seleccionaron los materiales adecuados para la impresión 3D. Se optó por utilizar un polímero ligero pero resistente (PLA), que ofreciera flexibilidad suficiente para los movimientos, a la vez que proporcionara soporte estructural. Antes de la impresión, el modelo fue segmentado en varias piezas modulares, lo que permitió una impresión más precisa y redujo el tiempo de ensamblaje. Es importante mencionar, que se tomaron como medidas de tolerancia para el correcto ensamblaje de las piezas, una medida de  $0.2mm$  para agujeros y piezas que requerían ser introducidas en otras, etc.

El proceso de impresión 3D del prototipo de exoesqueleto robótico para la rehabilitación de la muñeca se llevó a cabo en varias fases. Siendo primero puesta a prueba la fase de transmisión de potencia. Esto, a través de la impresión de varios prototipos de los engranajes, tanto de gusano como de corona, para la evaluación de estos mediante la aplicación de esfuerzos a estos. De lo cual, se identificaron desgastes prematuros o delaminación, siendo los primeros diseños impresos, mostrados en la Figura 50



Figura 50: Primeros prototipos impresos de transmisión de potencia

Durante la impresión, la máquina depositó capas finas del material seleccionado, construyendo pieza por pieza de lo que sería la estructura final del exoesqueleto. Para asegurar una alta precisión, los técnicos ajustaron los parámetros de la impresora, como la temperatura de extrusión y la velocidad de impresión, optimizando cada detalle.

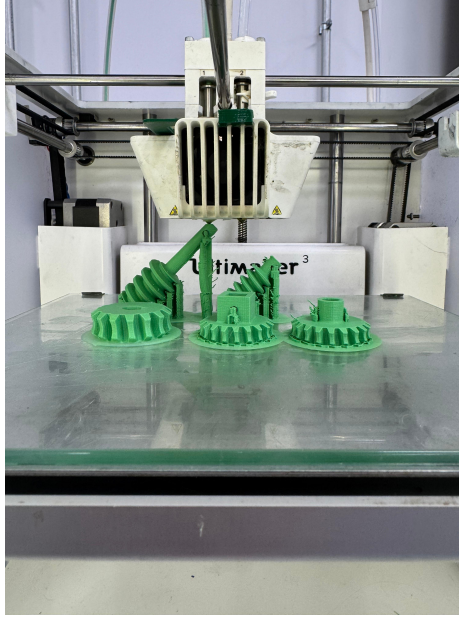


Figura 51: Proceso de impresión en PLA de engranajes

Una vez impresas las piezas, se procedió con el postprocesado, que consistió en eliminar cualquier exceso de material y realizar ajustes para asegurar que todas las partes encajaran correctamente. Luego, el exoesqueleto fue ensamblado, probando su ergonomía y funcionalidad.



Figura 52: Postprocesado de piezas en impresión en PLA de engranajes

Finalmente, se realizó una fase de pruebas preliminares para verificar que el prototipo cumpliera con los requisitos de rehabilitación, asegurando que permitiera movimientos suaves y controlados para el paciente.

## Prototipos físicos

### Primer prototipo

En el proceso de ensamblaje del exoesqueleto robótico, se emplearon diversas piezas impresas en 3D que conformaron la estructura principal del dispositivo. En la primera etapa, se ensamblaron los componentes individuales, destacando piezas en color rojo que sirvieron como base y soporte para los mecanismos móviles. Entre estas piezas, se incluyeron elementos que facilitaron la integración de los sistemas de engranajes y tornillos sin fin, los cuales fueron cruciales para la transmisión de movimiento.

Los engranajes, de color verde, junto con el tornillo sin fin azul, fueron montados en su lugar con precisión, permitiendo el acoplamiento de las partes móviles del exoesqueleto. Estos mecanismos fueron diseñados para transferir movimiento de manera eficiente, brindando control y fuerza al sistema robótico. Finalmente, todas las piezas se unieron para formar el exoesqueleto robótico, el cual se fijó al brazo mediante correas ajustables de velcro. Este diseño modular permitió un ensamblaje relativamente sencillo y proporcionó estabilidad al usuario, facilitando el control de los movimientos asistidos por el dispositivo.

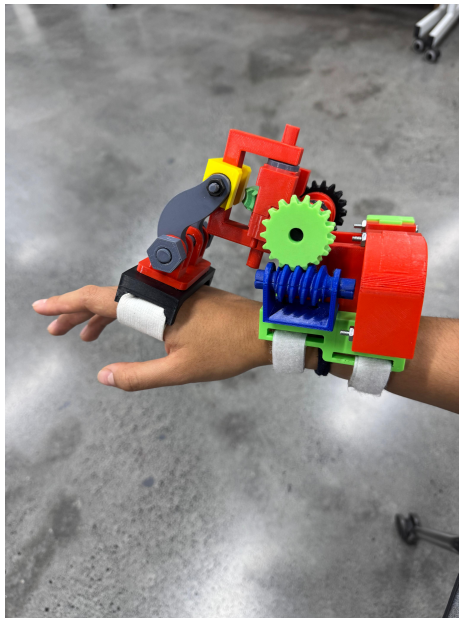


Figura 53: Ensamblaje final de prototipo

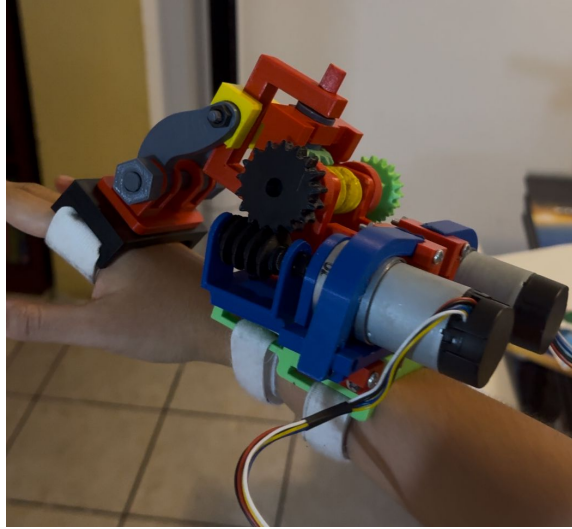


Figura 54: Acople de motores a ensamblaje de prototipo

## Segundo prototipo

### Rigidez y estabilidad de la estructura:

La estructura del primer prototipo es más básica, con una menor cantidad de refuerzos en los puntos críticos. Esto puede generar flexión o vibración indeseada durante el movimiento, comprometiendo la precisión y estabilidad del dispositivo.

En el último prototipo, se mejoraron los soportes estructurales, con piezas más robustas y mejor ensambladas que proporcionan rigidez adicional. Esta estabilidad mecánica es crucial para evitar vibraciones o desviaciones que afectarían la calidad de la rehabilitación, especialmente en ejercicios repetitivos o bajo carga.

### Precisión en el control de movimiento:

En el primer prototipo, el control de movimiento es limitado, dado que no incorpora un sistema mecánico que permita una alta precisión en los ángulos de movimiento. La falta de reducción de velocidad y aumento de torque limita la capacidad de control fino.

En el último prototipo, gracias a la inclusión del sistema de engranaje sin fin-corona, se logró un control más preciso y suave. Este sistema permite que el dispositivo se mantenga en posiciones específicas sin necesidad de aplicar fuerza constante, lo cual es beneficioso para mantener rangos de movimiento exactos durante los ejercicios de rehabilitación.

### Sujeción y alineación del dispositivo:

En el primer prototipo, la sujeción del exoesqueleto a la muñeca y el antebrazo es menos robusta, lo cual puede provocar desalineaciones durante el movimiento, afectando la preci-

sión y la consistencia de la rehabilitación. En el último prototipo, se mejoraron las áreas de sujeción, permitiendo una fijación más estable y alineada con la estructura del brazo. Esta alineación garantiza que el movimiento transmitido al exoesqueleto se mantenga en el mismo eje que la muñeca, reduciendo la probabilidad de movimientos compensatorios o desplazamientos que podrían afectar la rehabilitación.

### **Modularidad y ajustabilidad:**

El primer prototipo presenta una estructura mecánica menos modular, dificultando ajustes o mejoras específicas en el sistema.

En el último prototipo, se diseñaron componentes modulares que facilitan la personalización del exoesqueleto según las necesidades del usuario. Esta modularidad permite realizar ajustes finos en los puntos de pivote o en los límites de movimiento, adaptando el dispositivo para diferentes etapas de rehabilitación o para distintos usuarios.

### **Reducción de desgaste mecánico:**

En el primer prototipo, el diseño de los componentes mecánicos es más simple y puede presentar mayor desgaste en piezas de contacto debido a la falta de una transmisión optimizada.

El último prototipo, con el sistema sinfin-corona, reduce el esfuerzo directo sobre los componentes más críticos y permite que la transmisión absorba parte del desgaste. Este diseño no solo prolonga la vida útil de los engranajes, sino que también asegura un movimiento más constante y controlado, esencial en el contexto de rehabilitación.

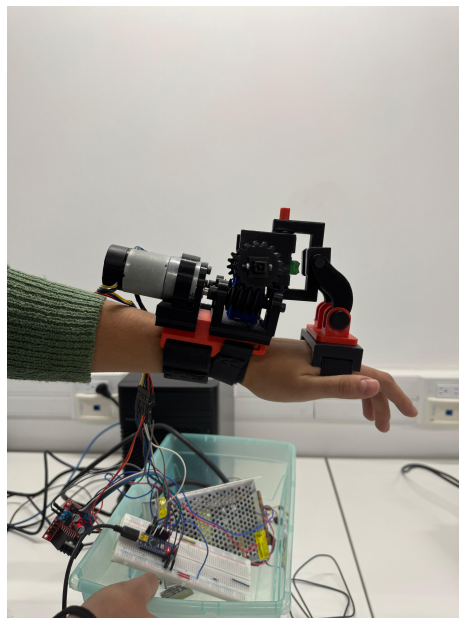


Figura 55: Ensamblaje final de prototipo no.2

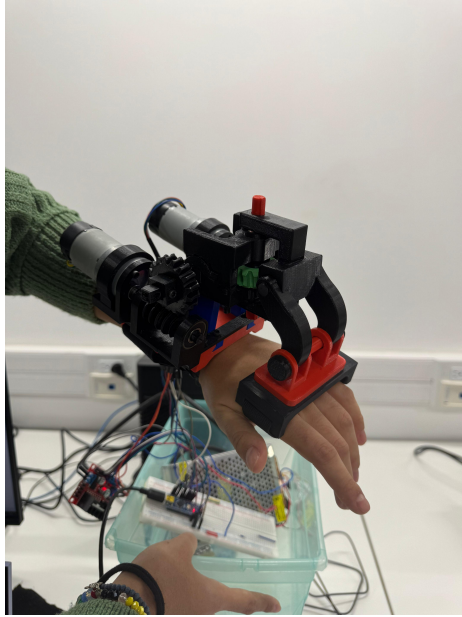


Figura 56: Ensamblaje final de prototipo no.2

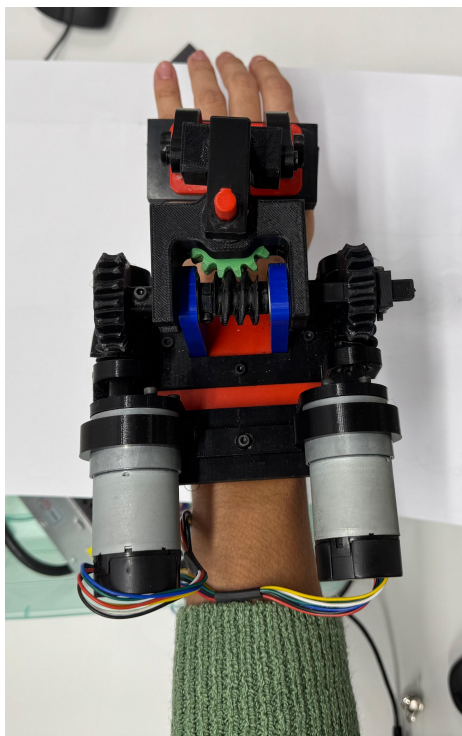


Figura 57: Ensamblaje final de prototipo no.2

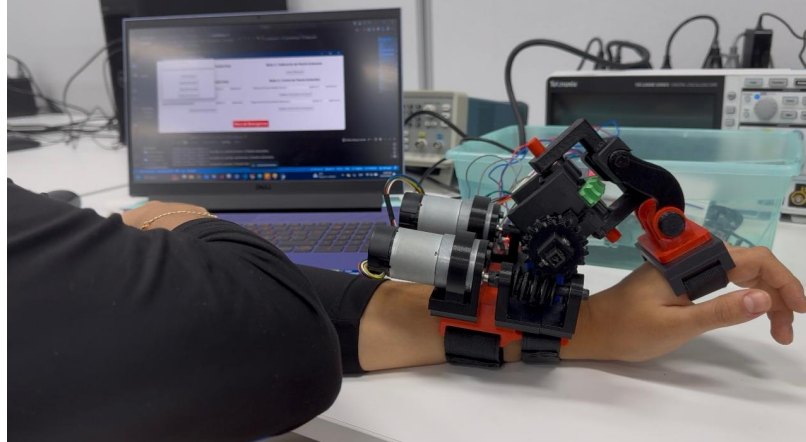


Figura 58: Funcionamiento de prototipo final con interfaz de control de rango de movimiento.

### **Implementación de sistema de control:**

El desarrollo de un sistema de control para un exoesqueleto de rehabilitación de la muñeca requiere una integración efectiva entre hardware y software que permita un manejo intuitivo, seguro y flexible. En este proyecto, la interfaz de usuario desarrollada en Python y el control de los actuadores mediante un Arduino Nano ofrecen una solución técnicamente sólida y justificable para garantizar la funcionalidad y accesibilidad del sistema.

### **Intuitividad y experiencia del usuario:**

La interfaz en Python, desarrollada con bibliotecas gráficas como Tkinter o PyQt, proporciona una experiencia de usuario amigable que permite al operador interactuar con el sistema de manera intuitiva. Las funciones principales de la interfaz incluyen:

- **Configuración de parámetros del tratamiento:** Los usuarios pueden ingresar valores personalizados, como el rango de movimiento (en grados) y el número de repeticiones.
- **Control en tiempo real:** La interfaz permite iniciar, pausar y detener movimientos mediante botones, incluyendo un botón de paro de emergencia que garantiza la seguridad del paciente.
- **Visualización de estados:** Se proporciona información en tiempo real sobre la posición actual de los motores, el progreso del tratamiento, y cualquier condición anómala detectada.

### **Flexibilidad y escalabilidad**

Python permite una integración sencilla con otras tecnologías, facilitando la implementación de futuras mejoras:

- **Conexión con dispositivos de sensores:** Python puede procesar datos de sensores adicionales (como sensores de fuerza o IMUs) para ajustar dinámicamente los parámetros del movimiento.
- **Conectividad remota:** Es posible implementar módulos de control remoto para monitorear el progreso del paciente desde ubicaciones externas.

## Procesamiento de datos en tiempo real

La capacidad de Python para manejar y procesar datos en tiempo real permite:

- **Conexión con dispositivos de sensores:** Python puede procesar datos de sensores adicionales (como sensores de fuerza o IMUs) para ajustar dinámicamente los parámetros del movimiento.
- **Conectividad remota:** Es posible implementar módulos de control remoto para monitorear el progreso del paciente desde ubicaciones externas.

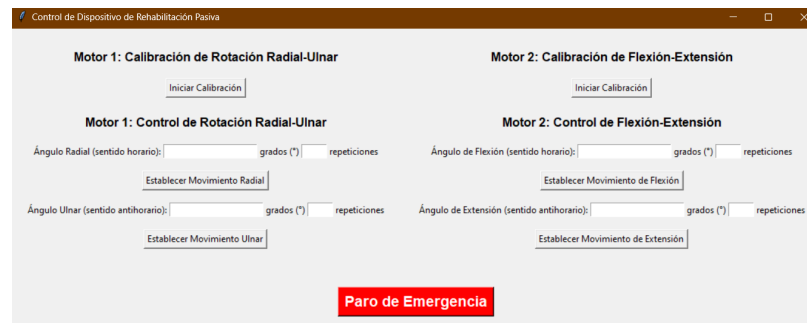


Figura 59: Interfaz gráfica realizada con tkinter en Python.

## Propuesta de implementación de placa PCB:

Durante el desarrollo de la etapa final de ensamblaje del prototipo, la decisión de diseñar y fabricar una placa de circuito impreso (PCB) en lugar de utilizar una protoboard fue ampliamente justificada desde una perspectiva técnica y profesional.

En primer lugar, se identificó que las protoboards, aunque útiles para pruebas iniciales y prototipos rápidos, presentan limitaciones significativas en términos de confiabilidad. Las conexiones en una protoboard son susceptibles a fallos debido a su naturaleza temporal, como desconexiones accidentales, interferencias eléctricas y falsos contactos, lo cual puede comprometer el desempeño y la estabilidad del sistema. Este aspecto resultaba crítico, especialmente para un proyecto destinado a demostrar un nivel avanzado de diseño y ejecución.

En contraste, el diseño y fabricación de una PCB ofrecía la posibilidad de crear un sistema compacto, robusto y optimizado para las necesidades específicas del proyecto. La implementación de una PCB no solo permitió garantizar conexiones permanentes y de alta

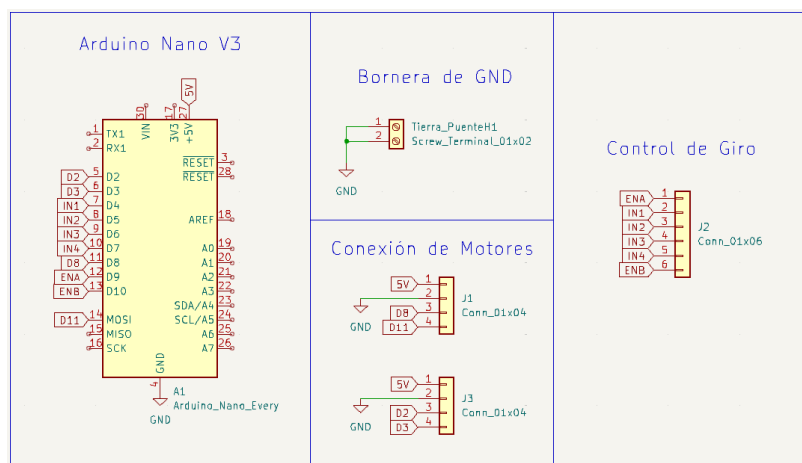


Figura 60: Diagrama esquemático del sistema de control.

calidad, sino que también facilitó la integración de componentes en un espacio reducido, reduciendo el riesgo de errores y mejorando la estética y la funcionalidad del dispositivo final.

Asimismo, el uso de una PCB reflejó un enfoque profesional hacia el diseño de sistemas electrónicos, alineándose con los estándares de la industria. Esto resultó especialmente relevante en el contexto de un trabajo de graduación, ya que evidenció competencias avanzadas en herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) para circuitos electrónicos y un entendimiento sólido de los principios de fabricación electrónica.

Por último, la transición hacia una PCB permitió un mejor manejo térmico, una distribución más eficiente de la energía, y una mayor confiabilidad en pruebas a largo plazo. Este enfoque también simplificó la replicación del proyecto y su posible comercialización, aspectos fundamentales en un diseño que pretendía tener un impacto real en el ámbito tecnológico y social.

### Diseño de circuito esquemático:

El diagrama mostrado a continuación correspondió al diseño de la electrónica del sistema de control del dispositivo de rehabilitación. En este se representaron las conexiones necesarias entre el Arduino Nano V3, el puente H, los motores y sus respectivos encoders, organizados de manera modular para garantizar claridad y funcionalidad.

### Descripción del esquemático:

- **Arduino Nano V3:** Se utilizó como controlador principal, conectando sus pines digitales y analógicos para gestionar las señales de control de los motores, el puente H y los encoders. Los pines digitales D2, D3, D6, D7, D8, D9, D10 y D11 fueron asignados a las funciones específicas de control de dirección, velocidad y lectura de los encoders.
- **Bornera de GND:** Se añadió una bornera de conexión a tierra para centralizar las

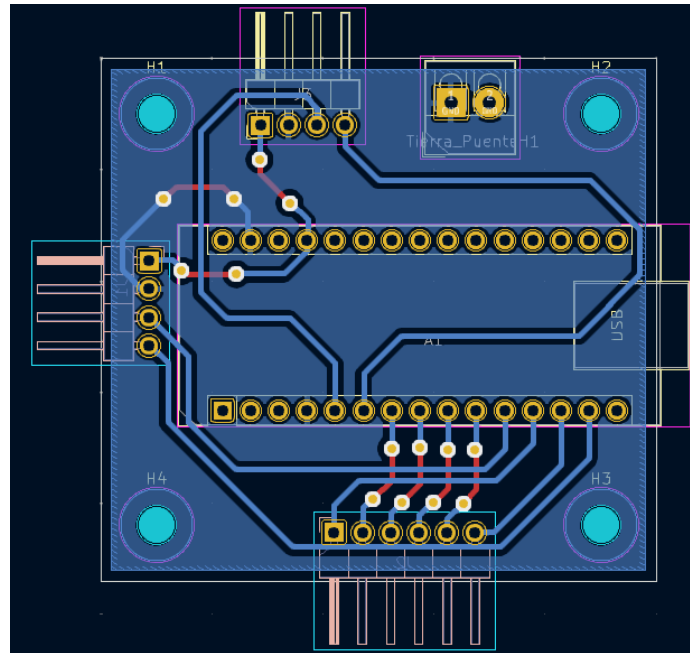


Figura 61: Layout de placa PCB diseñada.

conexiones de GND provenientes del puente H, los motores y otros componentes. Esto ayudó a mantener un punto de referencia común, eliminando posibles problemas de ruido o diferencias de potencial.

- **Control de giro:** Este módulo incluyó los pines de entrada del puente H (ENA, IN1, IN2, IN3, IN4 y ENB) para el control de dirección y velocidad de los motores. Cada pin fue conectado al Arduino, permitiendo manejar las señales necesarias para el movimiento de los motores en ambas direcciones.
- **Conexión de motores:** Se representaron los terminales de salida para cada motor (Motor A y Motor B), que incluían los pines de alimentación (5V y GND) y los pines de señal de los encoders (D8, D11, D2 y D3). Estas conexiones permitieron leer las señales de los encoders para el monitoreo de la posición y velocidad.

### Descripción del modelo 3D:

La imagen corresponde al diseño en 3D de la placa PCB desarrollada, mostrando una implementación compacta y funcional basada en el Arduino Nano V3. La placa integra de manera organizada las conexiones necesarias para el control de los motores, sensores y demás componentes electrónicos, optimizando el espacio y asegurando una construcción robusta y profesional.

- **Microcontrolador Arduino Nano V3:** Se colocó en el centro de la PCB, montado sobre pines hembra para facilitar su inserción y extracción. Esto permite realizar reemplazos o actualizaciones del microcontrolador sin necesidad de soldaduras adicionales, incrementando la modularidad del diseño.

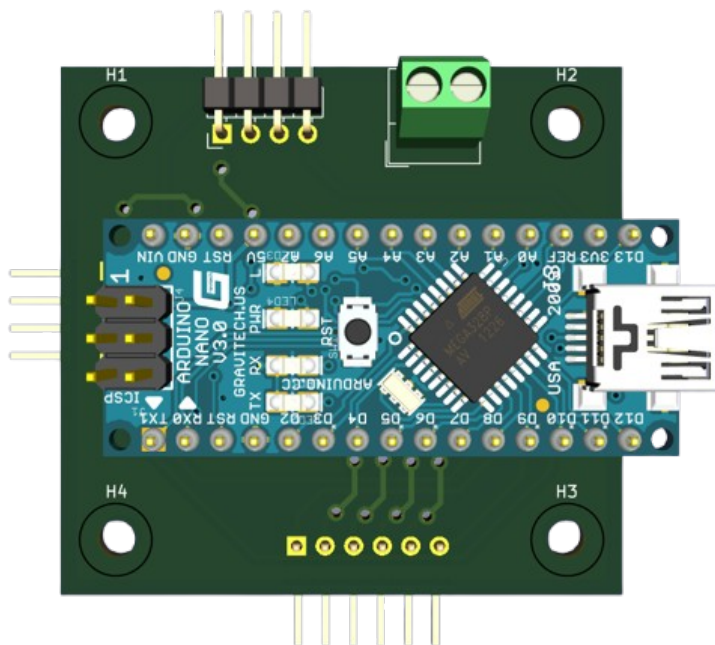


Figura 62: Diseño de PCB en entorno 3D en KiCad

- **Bornera de alimentación:**

Ubicada en la parte superior derecha de la placa, permite la conexión segura de la fuente de alimentación externa. Su diseño con terminales de tornillo asegura una conexión firme y confiable.

- **Conectores de pines:**

Se integraron conectores hembra en los bordes superior izquierdo y inferior de la PCB para la conexión de los motores y los encoders. Estos conectores están dispuestos de manera que facilitan la conexión y desconexión de los cables sin interferir en otros componentes.

- **Orificios de montaje:** Los orificios en las esquinas de la placa permiten fijarla a una carcasa o estructura, proporcionando estabilidad y facilitando su integración en el sistema mecánico del proyecto.

- **Distribución de tracks:** Los anchos de *track* eléctricos están cuidadosamente organizadas para minimizar interferencias y garantizar la señal adecuada entre los componentes. Se priorizó la separación entre líneas de alimentación y señales digitales sensibles, optimizando la funcionalidad del circuito.

- **Compactación y estética:** El diseño compacto de la PCB refleja una solución profesional, reduciendo el desorden típico de las protoboards y cables sueltos. Este enfoque asegura un dispositivo final más confiable, visualmente limpio y fácil de integrar.

## Implementación de carcasa de protección para la circuitería de control:



Figura 63: Carcasa de protección de la circuitería del sistema de control.

- **Modelado paramétrico:** El modelo fue desarrollado utilizando técnicas de diseño paramétrico, lo que permitió ajustar dimensiones y características específicas de la carcasa de acuerdo con las necesidades del sistema de control. Las uniones, ranuras y perforaciones se diseñaron con tolerancias mínimas, teniendo en cuenta el espesor del MDF (6 mm) y las propiedades del material.
- **Ranuras y orificios:** Las ranuras para ventilación fueron posicionadas estratégicamente para evitar el sobrecalentamiento de los componentes electrónicos internos. Los orificios para conectores y cables fueron diseñados para permitir la conexión y el manejo seguro de los cables, sin comprometer la integridad estructural ni la protección del sistema.
- **Uniones:** Se utilizaron uniones tipo "pestaña y ranura" (finger joints), que maximizan la estabilidad estructural y simplifican el ensamblaje, eliminando la necesidad de refuerzos adicionales.
- **Documentación técnica:** Desde Inventor, se generaron planos técnicos con vistas desplegadas y dimensiones exactas, necesarios para la programación del corte láser.

### Construcción final de dispositivo de rehabilitación y sistema de control:

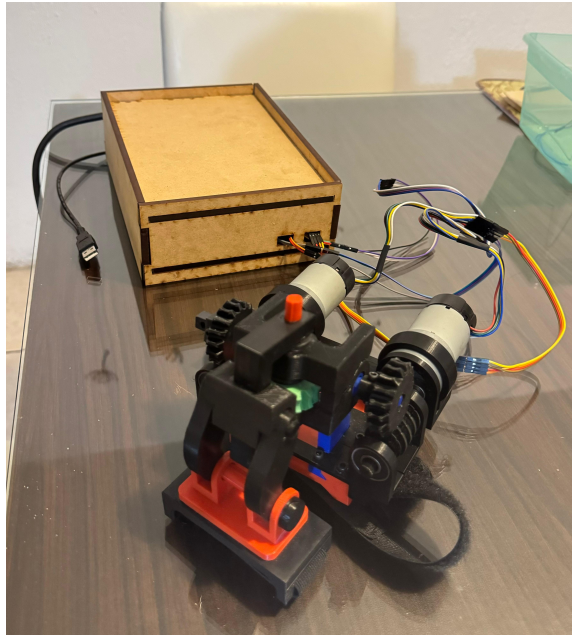


Figura 64: Dispositivo de rehabilitación y sistema de control con carcasa de protección.

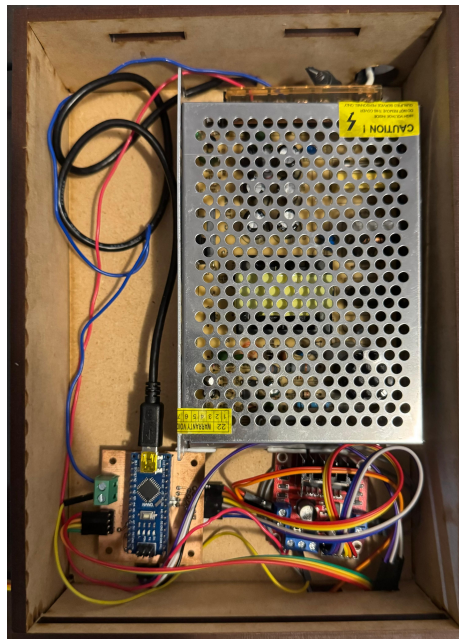


Figura 65: Interior de carcasa de protección para la circuitería del sistema de control.

La implementación del dispositivo de rehabilitación mostrado combina un sistema de control preciso con una estructura robusta y un diseño práctico. Este proyecto, centrado en la rehabilitación pasiva de la muñeca, utiliza motores DC con reductores y encoders, los cuales están integrados en un mecanismo que permite realizar movimientos controlados y

repetitivos esenciales para la recuperación de lesiones como el codo de tenista y el codo de golfista.

El sistema de control está programado en un Arduino Nano, el cual gestiona tanto los movimientos de los motores como las entradas del usuario, asegurando que las rotaciones y desplazamientos sean precisos según los parámetros definidos. Los sensores utilizados permiten registrar las posiciones y asegurar que el dispositivo se detenga en los ángulos requeridos. La conexión con la interfaz de usuario facilita una interacción sencilla, permitiendo configurar movimientos personalizados de acuerdo con las necesidades del paciente.

Para proteger tanto los componentes electrónicos como mecánicos, se diseñó una carcasa de MDF en Autodesk Inventor 2024, la cual asegura un montaje ordenado y una protección efectiva contra factores externos como polvo o impactos leves. La carcasa cuenta con ranuras estratégicas que permiten el paso de cables y la ventilación, asegurando la funcionalidad óptima del sistema. Este diseño no solo resalta la estética del dispositivo, sino que también mejora su portabilidad y durabilidad, aspectos clave para su uso en clínicas de rehabilitación o en ambientes domésticos.

---

## Verificación del funcionamiento del exoesqueleto de rehabilitación

---

### Análisis de tensión de Von Mises:

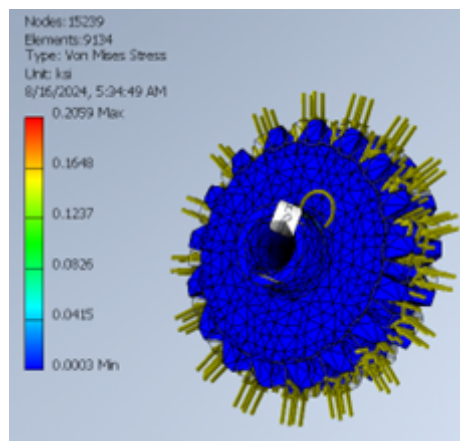


Figura 66: Evaluación de eficiencia de pieza bajo la aplicación de tensiones de 1N/m para análisis de Von Mises.

Se realizaron simulaciones detalladas de esfuerzo de Von Mises para cada componente del sistema diseñado, obteniéndose un porcentaje de convergencia global del 93.76 %, superando el umbral mínimo del 66.67 %, considerado como viable para aplicaciones con material PLA y técnicas de impresión 3D. Este análisis aseguró que las tensiones generadas por cargas superiores a 1 N/m no exceden los límites elásticos del material, validando el diseño para condiciones reales de uso.

## Análisis de las piezas:

### ■ Engranaje:

- **Valor máximo de Von Mises:** 0.2059 MPa, representando solo un 1.65 % del límite elástico del PLA.
- **Conclusión:** La pieza tiene una excelente distribución de esfuerzos, siendo estructuralmente viable y altamente segura para impresión 3D sin necesidad de modificaciones.

### ■ Eslabón:

- **Desplazamiento máximo:**  $1.294 \times 10^{-4}$  mm
- **Conclusión:** Las deformaciones son insignificantes, asegurando que la pieza pueda soportar las cargas sin comprometer su funcionalidad ni su precisión mecánica.

Este análisis demuestra que las técnicas de fabricación aditiva, como la impresión 3D en PLA, son adecuadas para las piezas con bajos esfuerzos axiales y cortantes, como el engranaje y el eslabón. Sin embargo, para componentes sometidos a altas tensiones, como el soporte del eje, se recomienda rediseñar las zonas críticas o usar materiales alternativos como ABS reforzado o incluso aleaciones metálicas. El diseño optimiza el uso de recursos y materiales mediante iteraciones precisas, validando el uso de PLA en las piezas menos críticas y ofreciendo una solución funcional y accesible para impresión 3D.

## Análisis de redundancias y estado de mecanismos:

El análisis realizado en Inventor 2024 proporciona información clave sobre el estado de funcionamiento del **conjunto completo** del sistema mecánico, evaluando sus grados de libertad, redundancias y movilidad. Este análisis valida la funcionalidad cinemática del diseño antes de someterlo a fabricación o pruebas físicas.

## Resultados obtenidos en el análisis del conjunto completo:

- **Grado de redundancia ( $r$ ):**
  - Resultado:  $r = 0$ .
  - *Interpretación:* No hay redundancias en las restricciones del modelo, lo que indica que todas las juntas y restricciones están correctamente definidas. Esto asegura que el sistema es eficiente y no contiene restricciones innecesarias que puedan interferir en su funcionamiento.
- **Grado de movilidad ( $dom$ ):**
  - Resultado:  $dom = 2$ .
  - *Interpretación:* El sistema tiene 2 grados de libertad, correspondientes a los movimientos de flexión/extensión y rotación radial/ulnar. Esto confirma que el diseño satisface las necesidades funcionales del exoesqueleto.
- **Número de cuerpos:**
  - Total de cuerpos en el sistema: 21.

- Número de cuerpos móviles: 18.
- *Interpretación:* La mayoría de los cuerpos están involucrados en el movimiento, lo que indica un diseño optimizado para maximizar la funcionalidad dinámica del sistema.

### Implicaciones del análisis:

- **Ausencia de redundancias ( $r = 0$ ):** La ausencia de redundancias asegura que el sistema es estable y eficiente desde el punto de vista mecánico. No hay restricciones conflictivas o superpuestas, lo que garantiza un funcionamiento suave y sin bloqueos en las juntas.
- **Movilidad funcional ( $dom = 2$ ):** Los 2 grados de libertad reflejan que el sistema permite los movimientos básicos requeridos para el exoesqueleto: flexión/extensión y rotación radial/ulnar. Esto es clave para cumplir con los requisitos funcionales de la rehabilitación.
- **Eficiencia del diseño mecánico:** La relación entre el número de cuerpos totales (21) y los cuerpos móviles (18) indica que la mayor parte del sistema está dedicada al movimiento funcional, minimizando elementos estáticos y optimizando el uso de materiales y espacio.

### Conclusión:

El análisis de estado de mecanismos y redundancias en Inventor 2024 valida que el sistema mecánico cumple con los requisitos funcionales de un exoesqueleto de rehabilitación. La ausencia de redundancias y los grados de libertad específicos aseguran que el diseño es eficiente, estable y adecuado para ejecutar movimientos de flexión/extensión y rotación radial/ulnar. Esto respalda su viabilidad para fabricación y uso en entornos clínicos y domésticos.

### Análisis físico con medición de rangos de movimiento pasivos (PROM):

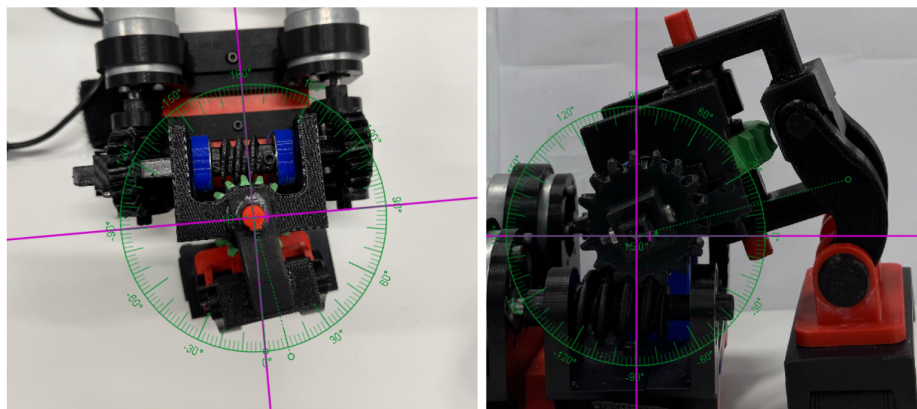


Figura 67: Análisis físico con medición de rangos de movimiento pasivos (PROM)

El análisis físico del exoesqueleto incluyó la evaluación de los rangos de movimiento pasivos (PROM) mediante mediciones directas de los ángulos alcanzados en los ejes de rotación radial/ulnar y flexión/extensión, para 20 pruebas realizadas en cada uno de los movimientos descritos. Las mediciones se realizaron utilizando un sistema angular calibrado, como se muestra en las imágenes, para asegurar la precisión y reproducibilidad del movimiento guiado por los motores.

### **Precisión y sesgos observados**

Se obtuvo un sesgo máximo de  $0.1^\circ$  en las mediciones angulares. Este sesgo se justifica por la resolución de los rangos de movimiento proporcionados por los motores Pololu 2825, equipados con encoders de alta precisión. Los encoders generan 64 counts por revolución del eje motor, lo que permite un control detallado de los movimientos del exoesqueleto. Aunque el sesgo es pequeño, está dentro de los límites aceptables para dispositivos de rehabilitación pasiva.

### **Resultados de medición**

- **Rotación radial/ulnar:**
  - Ángulo medido:  $-35^\circ$  a  $+30^\circ$ .
  - Precisión: dentro de un rango de  $\pm 0.1^\circ$ , suficiente para movimientos guiados y seguros.
- **Flexión/extensión:**
  - Ángulo medido:  $0^\circ$  a  $90^\circ$ .
  - Resolución angular: Garantizada por los motores y el diseño mecánico, alcanzando los límites sin perder estabilidad ni precisión.

### **Justificación del diseño y funcionamiento**

La incorporación de los motores Pololu 2825 y su integración con el sistema mecánico permitieron minimizar errores acumulativos y garantizar un movimiento fluido dentro de los rangos de rehabilitación definidos. Los sesgos observados son atribuibles a factores como:

- La resolución de los encoders de los motores.
- Posibles ajustes en la alineación del sistema físico respecto a las referencias angulares.

Pese a estos sesgos mínimos, el sistema cumple con los requisitos de precisión esperados para dispositivos de rehabilitación, garantizando un control adecuado de los movimientos pasivos y mejorando la eficacia de las terapias.

### **Conclusión**

El análisis confirma que el exoesqueleto, equipado con motores Pololu 2825, logra una medición precisa de los rangos de movimiento pasivos, con sesgos despreciables de  $0.1^\circ$ .

Esto valida la funcionalidad y precisión del sistema, haciéndolo apto para aplicaciones en rehabilitación pasiva, donde la precisión angular es crucial para la recuperación segura y efectiva de los pacientes.

---

## Conclusiones

---

- Se seleccionaron los actuadores Pololu 2825, con reducción de RPM de 70:1 con un torque de 12.8 kg·cm, superior a los 10 kg·cm requeridos para ejecutar movimientos precisos en un rango de 0.10° a 0.21°. De lo cual se obtuvo un porcentaje de error del 10 % en las posiciones finales para 20 pruebas realizadas para cada rango de movimiento establecido. Sin embargo, al ser los valores de sesgo coincidentes con la resolución de movimiento de los motores descritos, este porcentaje se consideró despreciable.
- Se diseñó un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva que permitió alcanzar un rango de movimiento controlado y funcional, alineado con las necesidades de rehabilitación. Se logró un rango de 90° en flexión y 40° en extensión, así como 35° en desviación radial y 30° en desviación ulnar, adecuados para terapias específicas. Los movimientos se alcanzaron mediante un diseño mecánico no acoplado, optimizado para ofrecer grados de libertad en los ejes requeridos.
- Se fabricó un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva de lesiones del brazo del tenista y golfista mediante un proceso de fabricación digital y tecnologías aditivas, para el desarrollo de modelos optimizados utilizando impresión 3D con material PLA, con un proceso iterativo final de 7 prototipos digitales y dos prototipos físicos.
- Se verificó el funcionamiento del exoesqueleto de rehabilitación mediante análisis de estado mecanismos y redundancias en Inventor 2024, de los cuales se obtuvieron resultados de 0 posiciones de redundancia del dispositivo de rehabilitación para los rangos de movimientos pasivos (PROM) definidos, así como 2 grados de libertad que coinciden con: Flexión/Extensión y Rotación Ulnar/Radial.
- Se obtuvieron porcentajes de convergencia para el análisis de tensión de Von Mises, del 93.76 % para el mecanismo completo, superando el porcentaje mínimo establecido del 66.67 % para desempeño del material de PLA ante esfuerzos de tensión superiores a 1N/m. Lo cual corroboró la eficiencia en el proceso de diseño e iteración en técnicas de impresión 3D para la reducción de esfuerzo axiales y cortantes.

---

### Recomendaciones

---

- Considerar el uso de motores más eficientes en términos de tamaño y peso, especialmente si se planea usar el dispositivo en entornos domésticos. El uso de motores más livianos, como los motores DC de la marca BRINGSMART de 12V de 160RPM de engranajes helicoidales para detención de autobloqueo, cuyo peso es 62 % menor al de los motores implementadps.
- Para futuras iteraciones del diseño, se sugiere la implementación de *tuercas embebidas* para la reducción de esfuerzos axiales y mejora en la estabilidad del sistema.
- Mejorar sistemas de emergencia y detectar movimientos anómalos protegiendo al usuario, asegurando que el dispositivo funcione dentro de los límites seguros. Ejemplo de esto, serían mecanismos de “quick-release” en caso de alcanzar una zona riesgosa en la terapia del paciente.
- Realizar pruebas clínicas a mayor escala con pacientes reales para evaluar el impacto del dispositivo en diversas etapas de rehabilitación. También sería valioso incluir un sistema de retroalimentación háptica que permita a los pacientes percibir sensaciones leves de presión o resistencia, lo que podría mejorar la experiencia de rehabilitación y fomentar un mayor compromiso del usuario.

- 
- 
- [1] S. E. M. Leal, “Exoesqueleto para apoyo en rehabilitación motora de la mano,” Tesis de Licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2016.
  - [2] N. G. Andrikopoulos G, “Motion Control of a Novel Robotic Wrist Exoskeleton via Pneumatic Muscle Actuators,” *DIVA*, pág. 9, 2015.
  - [3] O. B. Jayandan S, “Design of Parallel Exoskeleton System for Wrist Tremor Supression,” *Science Direct*, pág. 6, 2023.
  - [4] W. S. Noor S., “Smart Robotic Exoskeleton: a 3-DOF for Wrist-forearm Rehabilitation,” *Journal of Robotics and Control (JRC)*, vol. 2, pág. 8, 2021.
  - [5] M. A. Amaya C, “PROPUESTA DE PROTOCOLO PREVENTIVO PARA EPICONDILITIS EN TENISTAS MASCULINOS PROFESIONALES DE 25 A 35 AÑOS, BASADO EN REVISION BIBLIOGRAFICA,” Tesis profesional para obtener el Título de Licenciado en Fisioterapia, Universidad Galileo de Guatemala, 2021.
  - [6] L. I, “La tecnología acorta el tiempo de la rehabilitación,” *Revista GERENCIA*, 2017.
  - [7] S. Price, R. Jimenez, G. Pfeffer y A. A. of Orthopaedic Surgeons, *Body Almanac*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004, ISBN: 9780892033287. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=IyoBAAAACAAJ>.
  - [8] A. Surgeons, *AAOS Essentials of Musculoskeletal Care* (G - Reference, Information and Interdisciplinary Subjects Series). Jones & Bartlett Learning, 2021, ISBN: 9781284223347. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=sn46EAAAQBAJ>.
  - [9] S. Cutts, “Tennis elbow: A clinical review article.,” *Journal of Orthopaedics*, 2019.
  - [10] U. Cetys, “Anatomía del codo.,” *Formación Profesional UFV.*, 2022.
  - [11] K. K. Kiel J., “Golfers elbow.,” *NCBI*, 2023.

- [12] A. e. a. Leclerc, "Medial epicondylitis in occupational settings: prevalence, incidence and associated risk factors," *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, págs. 993-1001, 2003.
- [13] W. P, "Tendon Neuroplastic training for lateral elbow tendinopathy," *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, págs. 98-104, 2018.
- [14] B. Polkinghorn, "A novel method for assessing elbow pain resulting from epicondylitis," *Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, págs. 117-21, 2002.
- [15] e. a. Islam S Glover A, "The anatomy and biomechanics of the elbow.," *Open Orthopaedics Journal*, vol. 14-15, págs. 95-99, 2020.
- [16] S. S. Downing M, "Anatomy, shoulder and upper limb, elbow collateral ligaments.," *NCBI*, 2023.
- [17] e. a. Sirico F, "Local corticosteroid versus autologous blood injections in lateral epicondylitis: meta-analysis of randomized controlled trials," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, págs. 483-491, 2017.
- [18] R. L, "The Musculoskeletal System," *Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, págs. 20, 2015.
- [19] e. a. Ramage JL, "Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Wrist Extensor Muscles," *Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2023.
- [20] e. a. Jeon JY, "Lateral epicondylitis: Associations of MR imaging and clinical assessments with treatment options in patients receiving conservative and arthroscopic managements," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2018.
- [21] B. Alberto, "Codo de tenista (epicondilitis lateral) (Tennis Elbow (Lateral Epicondylitis))," *AAOS*, vol. 2, págs. 99, 2020.
- [22] U. T. L. Day J. M Lucado A. M, "A COMPREHENSIVE REHABILITATION PROGRAM FOR TREATING LATERAL ELBOW TENDINOPATHY," *International Journal of Sports Physical Therapy*, vol. 14, págs. 818-829, 2019.
- [23] e. a. Williams GR, "Anatomy and biomechanics of the elbow," *Lippincott Williams and Wilkins*, págs. 279-96, 2008.
- [24] J. Richards, "The comprehensive textbook of clinical biomechanics (2nd ed.)," vol. 2, 2018.
- [25] O. Binvignat, A. AlmagiÃ, P. Lizana y E. Olave, "Aspectos BiomÃde la Mano de Individuos Chilenos," es, *International Journal of Morphology*, vol. 30, págs. 599-606, jun. de 2012, ISSN: 0717-9502. direcci3n: [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-95022012000200040&nrm=iso](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022012000200040&nrm=iso).

14.1. Planos de construcción

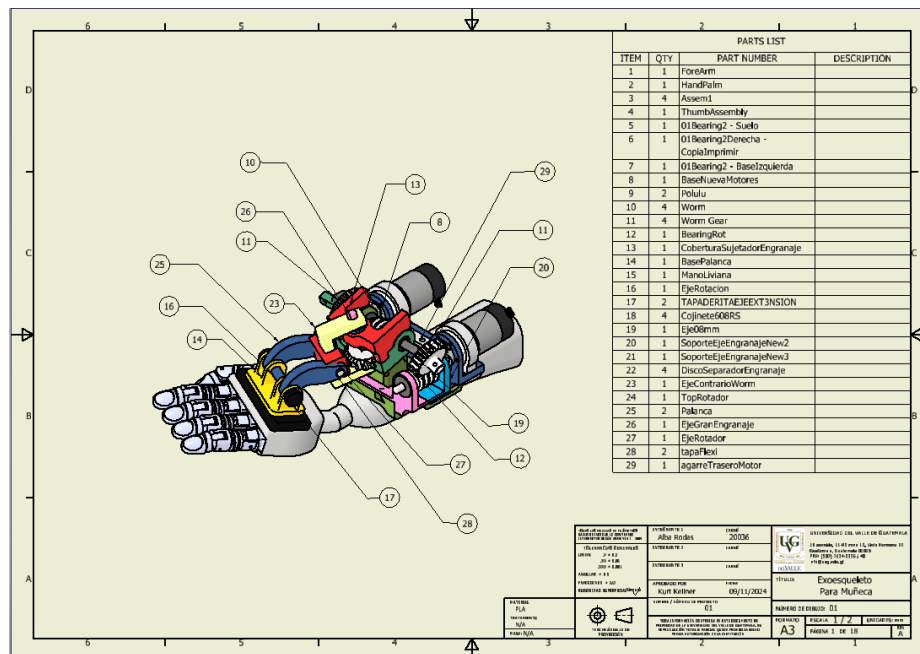


Figura 68: Plano de ensamble de dispositivo de rehabilitación

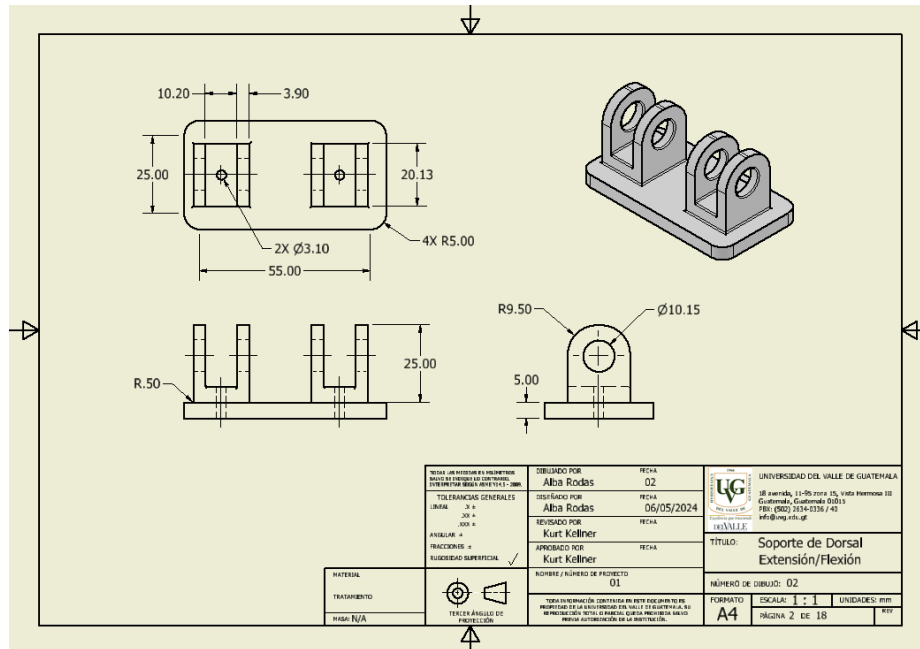


Figura 69: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

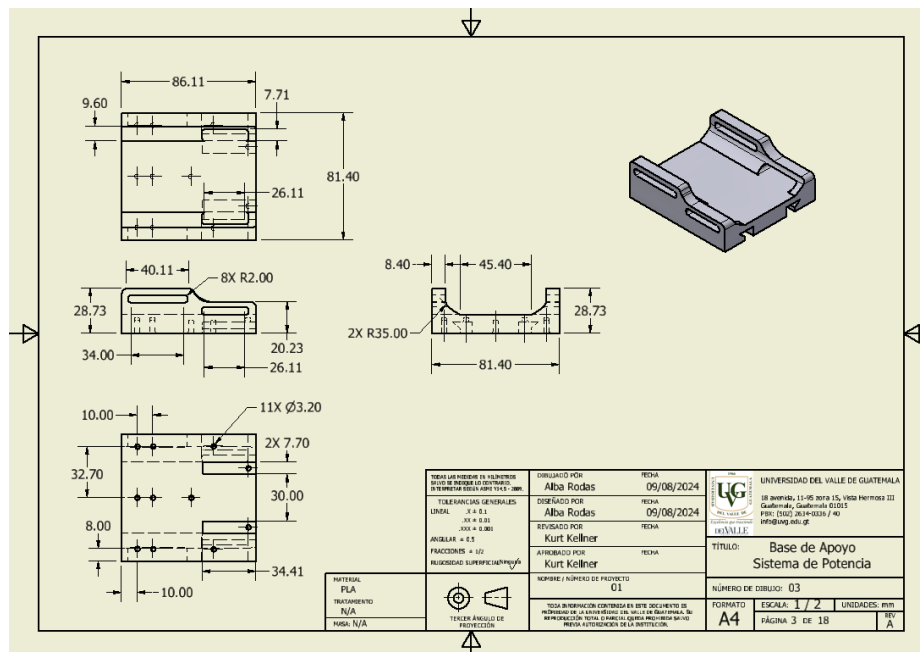


Figura 70: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

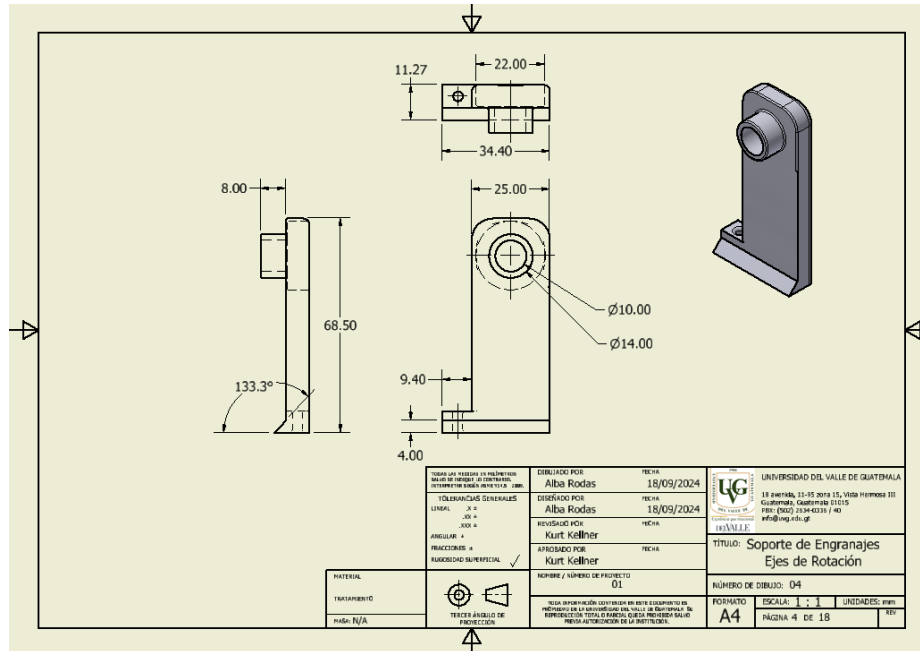


Figura 71: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

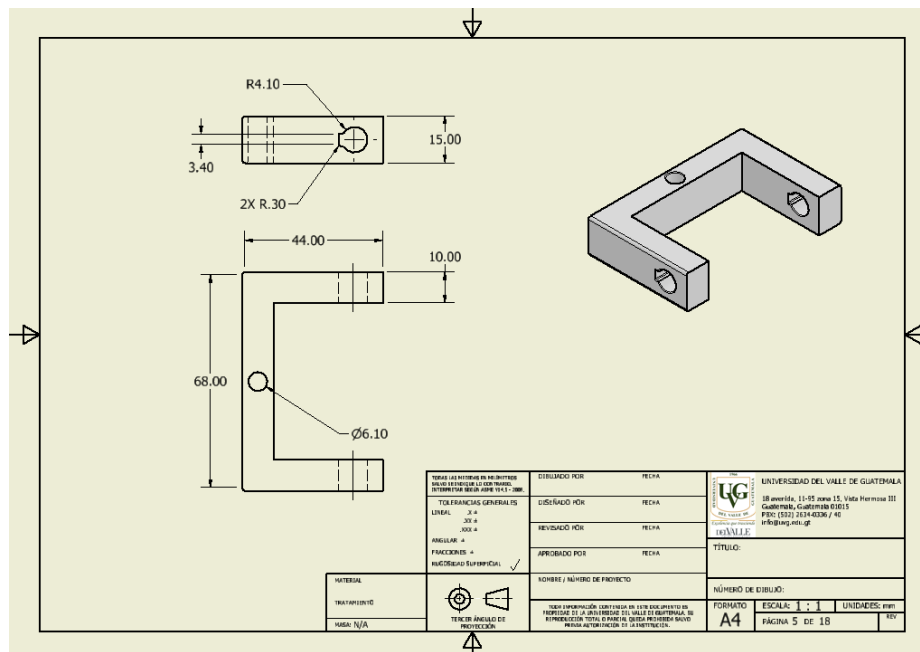


Figura 72: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

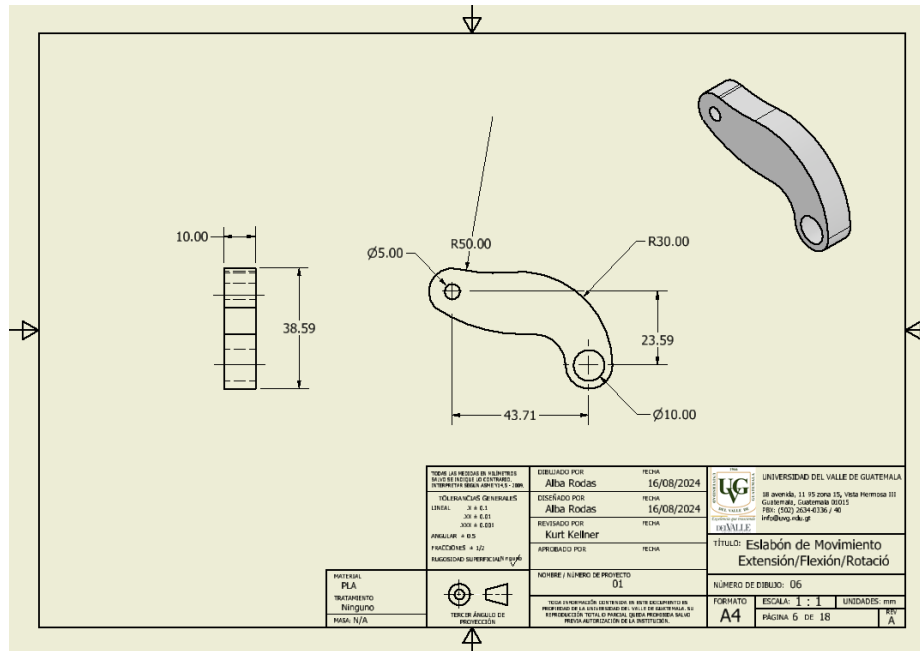


Figura 73: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

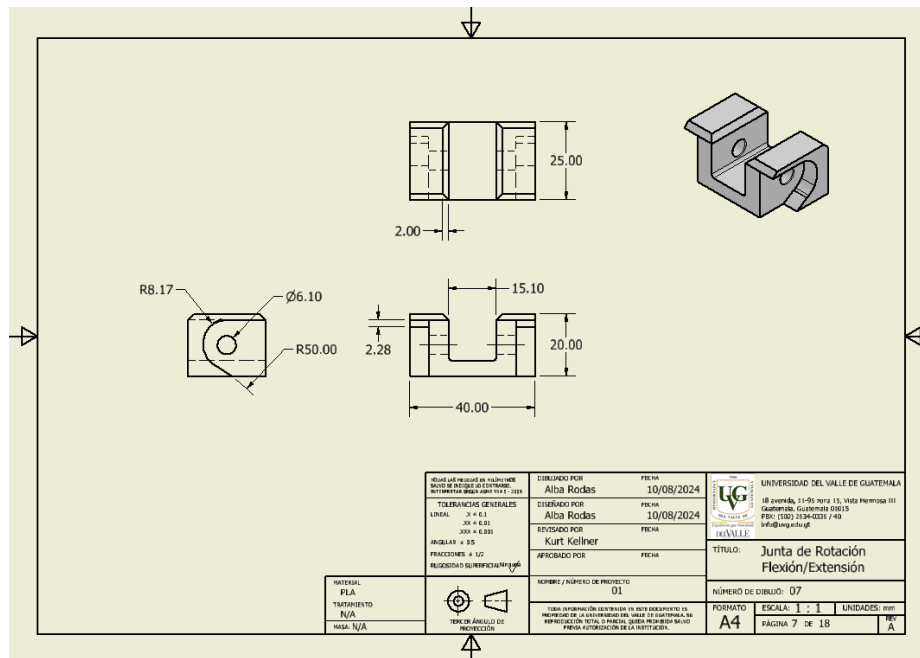


Figura 74: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

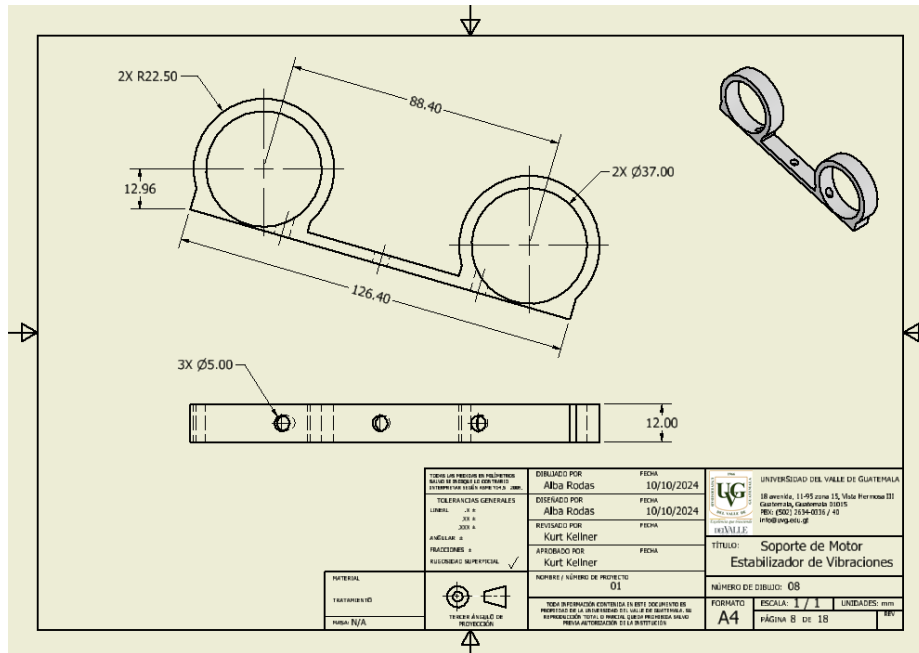


Figura 75: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

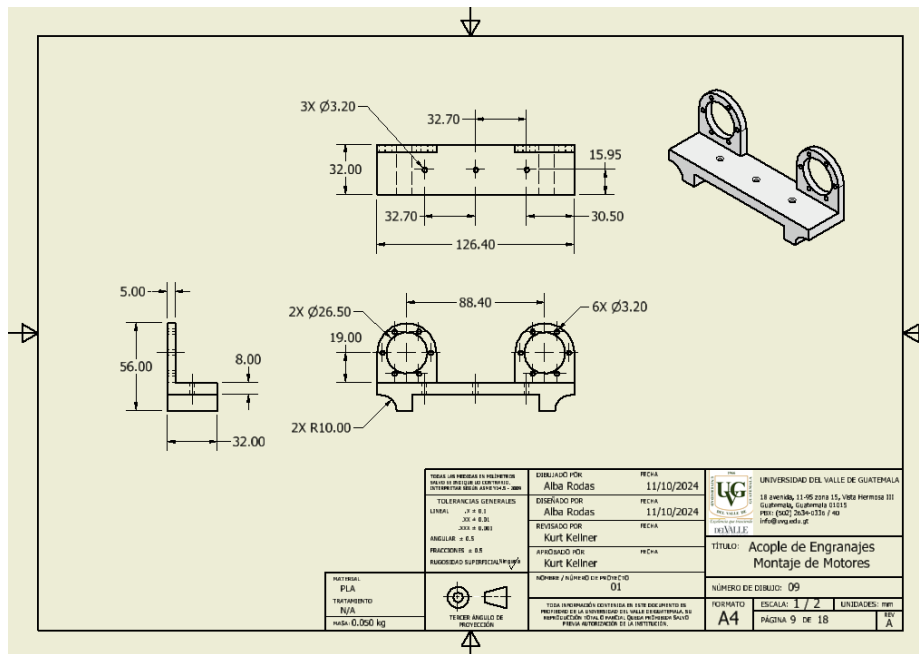


Figura 76: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

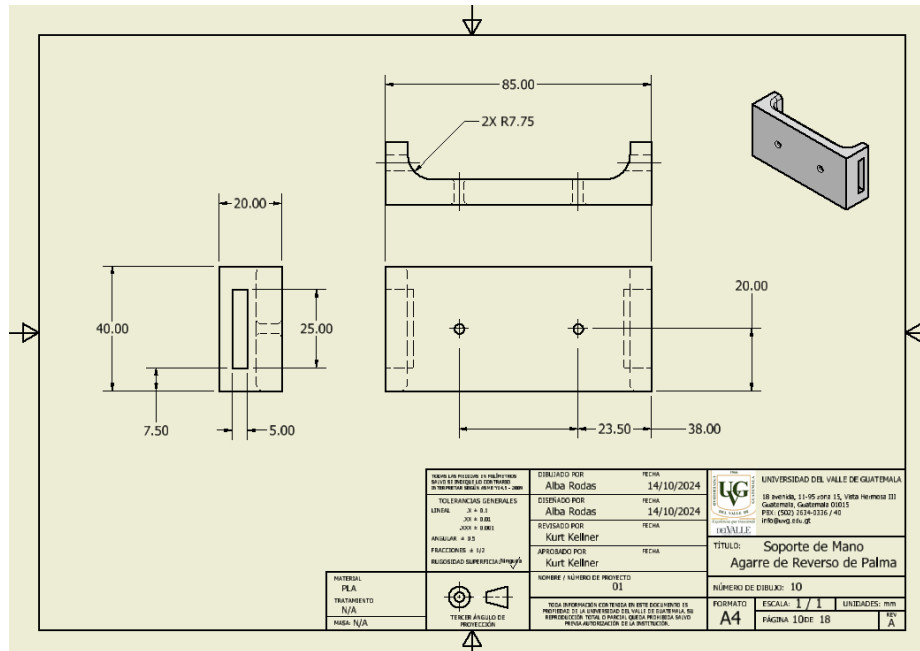


Figura 77: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

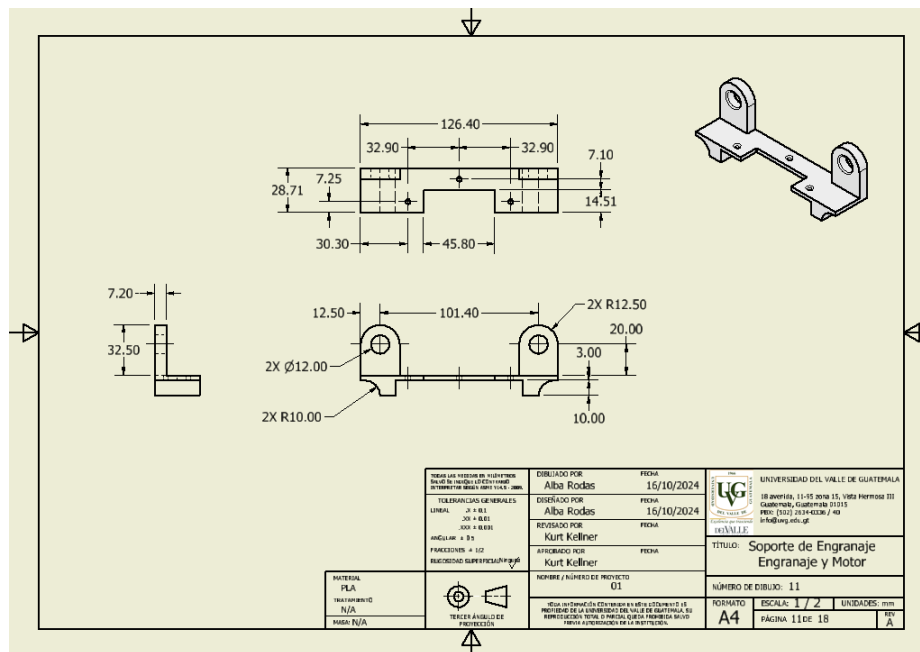


Figura 78: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

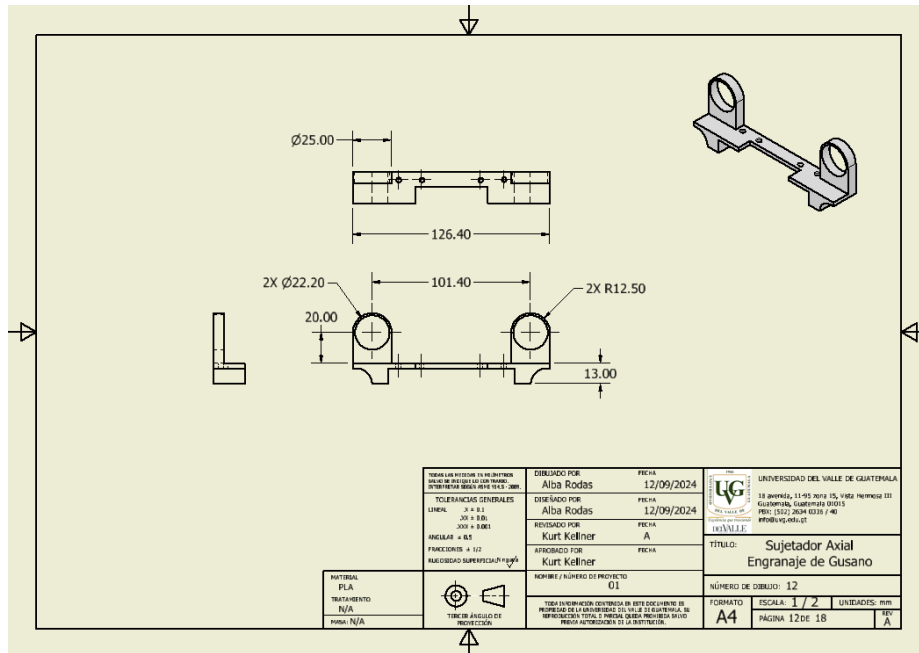


Figura 79: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

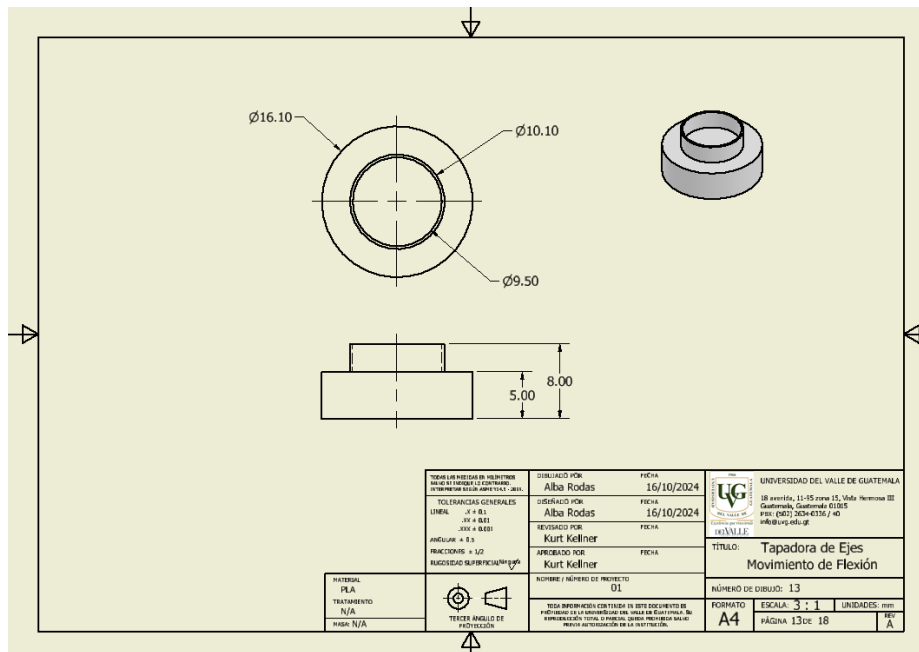


Figura 80: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

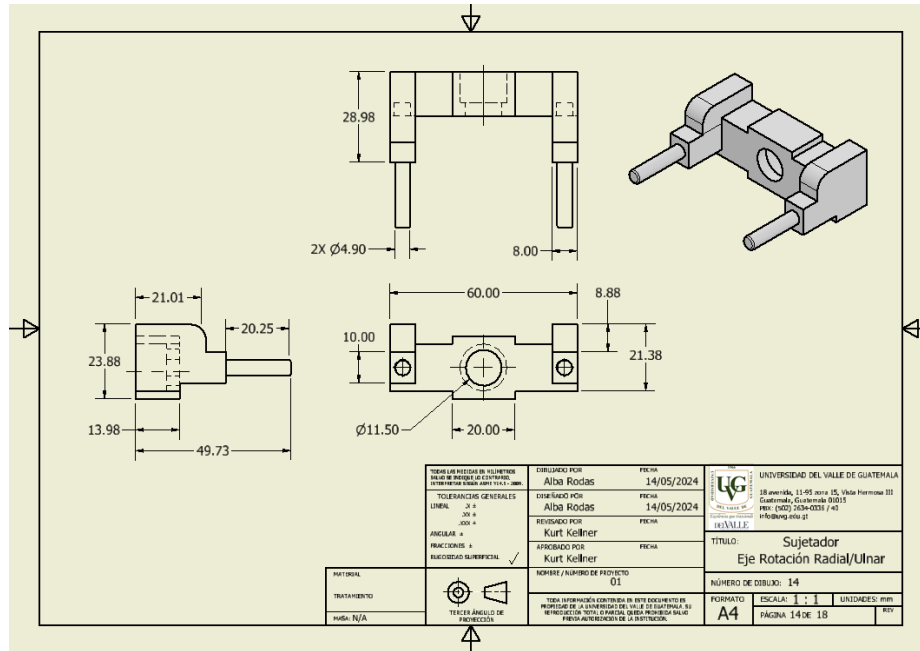


Figura 81: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

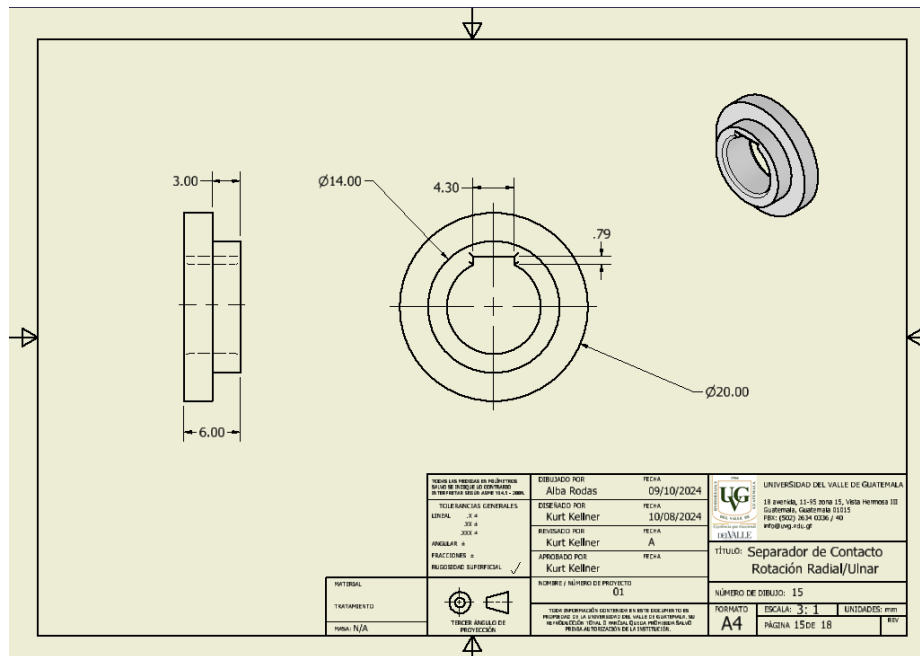


Figura 82: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

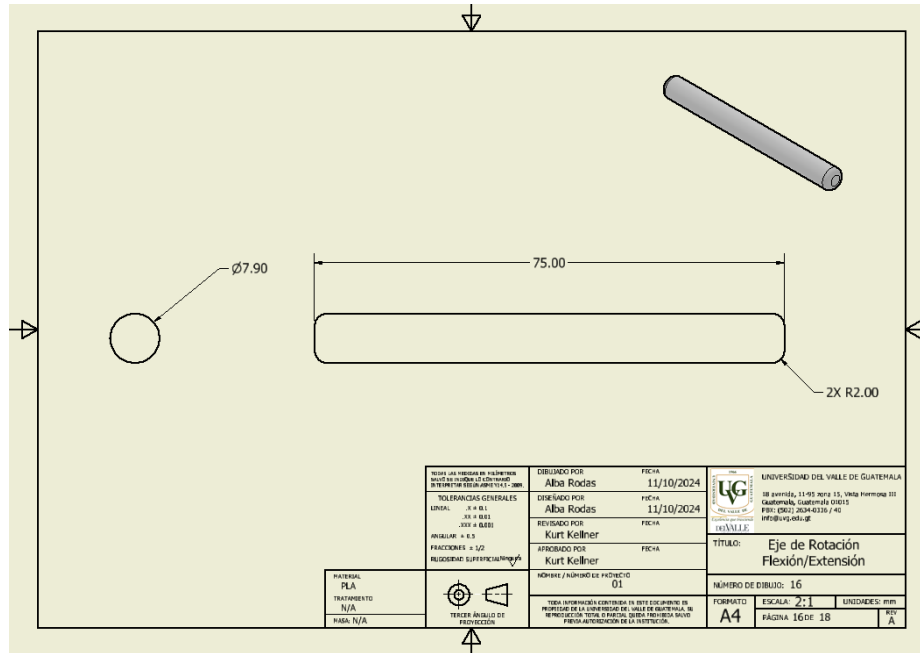


Figura 83: Plano dimensionado de componente del dispositivo.

[Link a Repositorio de GitHub: Código de Arduino Nano e Interfaz de Python](#)